HOÀNG NGỌC LIÊN
NGUYỄN ĐỨC THUẬN
NGUYỄN THÁI HÀ



An toàn bức xạ và an toàn điện Trong Y TẾ





NHÀ XUẤT BẢN KHOA HỌC VÀ KỸ THUẬT

HOÀNG NGỌC LIÊN, NGUYỄN ĐỨC THUẬN,
NGUYỄN THÁI HÀ

AN TOÀN BỨC XẠ VÀ AN TOÀN ĐIỆN TRONG Y TẾ



NHÀ XUẤT BẢN KHOA HỌC VÀ KỸ THUẬT

Chịu trách nhiệm xuất bản : Pgs, Ts. TÔ ĐĂNG HẢI
Biên tập : ĐỖ THỊ CẢNH
Vẽ bìa : HƯƠNG LAN

NHÀ XUẤT BẢN KHOA HỌC VÀ KỸ THUẬT
70 TRẦN HƯNG ĐẠO – HÀ NỘI

In 1000 cuốn, khổ 16 x 24cm tại nhà in Khoa học & Công nghệ.
Giấy phép xuất bản số: 486 - 57 ngày 8/5/2002
In xong và nộp lưu chiểu tháng 3 năm 2003

MỤC LỤC

Trang

LỜI NÓI ĐẦU

Hiện nay việc sử dụng các nguồn bức xạ tự nhiên và nhân tạo trong việc chẩn đoán và điều trị rất phổ biến ở nước ta như: các thiết bị chiếu, chụp X quang thông thường; máy chụp cắp lớp điện toán; các thiết bị chụp mạch; máy gia tốc tuyến tính; các thiết bị xạ trị (từ xa và áp sát) ... Do tính nguy hiểm của các tia bức xạ nên người sử dụng khi vận hành thiết bị cần nắm vững và tuân thủ các hệ thống pháp quy, các tiêu chuẩn và nội quy về an toàn bức xạ để đảm bảo an toàn cho chính mình và bệnh nhân.

Trong an toàn điện, cần lưu ý đặc biệt khi sử dụng các thiết bị có sử dụng nguồn điện lưới. Phải đảm bảo dòng điện đi qua người bệnh nhân ở dưới mức cho phép. Thiết kế hệ thống cấp điện cũng như vận hành thiết bị phải đúng các quy cách hướng dẫn.

Với hai nội dung cơ bản trên, cuốn "***An toàn bức xạ và an toàn điện trong y tế***" được trình bày trong mười ba chương và hai phụ lục đề cập đến các vấn đề sau: Vật lý bức xạ; hiệu ứng sinh học của bức xạ; các nguồn bức xạ tự nhiên và nhân tạo; hệ thống giới hạn liều bức xạ; các phương pháp phát hiện và ghi đo bức xạ; bảo vệ an toàn bức xạ trong y tế; tính toán phòng đặt máy chiếu xạ; các khái niệm chung về an toàn điện; các hiệu ứng sinh học của dòng điện đối với cơ thể người; cơ chế giật vi mô và vĩ mô; các biện pháp an toàn trong hệ thống cung cấp điện và trong thiết kế thiết bị.

Cuốn sách được biên soạn nhằm phục vụ chính cho các sinh viên đang theo học chuyên ngành Điện tử Y sinh học, các cán bộ đang khai thác và vận hành các thiết bị y tế trong các bệnh viện. Ngoài ra, cuốn sách này có thể phục vụ cho nhiều đối tượng thuộc các ngành: Vật lý kỹ thuật, Y, Điện ứng dụng và những người quan tâm đến lĩnh vực này.

Lần đầu ra mắt bạn đọc, chắc chắn sẽ không tránh khỏi những thiếu sót. Chúng tôi mong nhận được những ý kiến đóng góp của các chuyên gia và độc giả để sửa chữa và bổ sung cho những lần tái bản sau. Thư góp ý xin gửi về "Nhà xuất bản Khoa học và Kỹ thuật 70 Trần Hưng Đạo Hà Nội" hoặc Trung tâm Điện tử Y sinh học C9/307 – Trường Đại học Bách khoa Hà Nội. Số 1, đường Đại Cồ Việt Hà Nội.

NHÓM TÁC GIẢ

Chương 1
CẤU TRÚC VẬT CHẤT

1.1. GIỚI THIỆU

Vật chất là tên dùng để gọi các thực thể cấu tạo nên Vũ trụ. Các thực thể này tồn tại dưới ba dạng: rắn, lỏng và khí. Toàn bộ vật chất cấu tạo từ một số các chất đơn giản gọi là các nguyên tố.

Một *nguyên tố* là một chất mà nó không thể bị biến đổi thành các chất khác đơn giản hơn bằng các quá trình hóa học bình thường. Trong tự nhiên hiện nay có 92 nguyên tố tồn tại, ví dụ như cacbon, oxi, sắt, và chì. Trong vài thập kỷ qua, nhân loại đã tạo ra hơn một chục nguyên tố nữa, trong đó quan trọng nhất là plutôni. Trong tự nhiên, các nguyên tố này thường liên kết với các nguyên tố khác về mặt hóa học và tạo thành các hợp chất.

Một *hợp chất* được cấu tạo từ hai hay nhiều nguyên tố liên kết hóa học với nhau theo một tỷ lệ xác định. Ví dụ: nước, công thức hóa học là H_2O, cấu tạo từ hai nguyên tử hiđro và một nguyên tử oxi.

1.2. NGUYÊN TỬ

Hãy thử lấy một lượng nhỏ của một nguyên tố nào đó và liên tiếp chia nhỏ chúng ra. Nếu sử dụng một thiết bị quang học bình thường thì đến một lúc nào đó ta sẽ không thể quan sát được các mảnh nhỏ hơn nữa. Tuy vậy, giả thiết ta có những dụng cụ và thiết bị quan sát thích hợp, vậy thì lượng nguyên tố ban đầu đó có thể được chia nhỏ mãi được hay không, hay là có một giới hạn nào đó mà vật chất không thể chia nhỏ mãi được?

Khoảng 2000 năm trước, các triết gia Hy-lạp đã xem xét câu hỏi này. Họ không có các công cụ cần thiết để quan sát việc phân chia một nguyên tố thành các phần nhỏ đến mức không trông thấy được. Tất cả những việc họ có thể làm được là trả lời câu hỏi đó bằng các suy luận logic. Bằng phương pháp triết học đó, một số nhà triết học đã đi đến kết luận là: Sẽ có một giới hạn cho việc chia nhỏ một nguyên tố. Họ gọi những hạt vật chất riêng biệt và không thể chia nhỏ được tiếp là các *nguyên tử*. Một số nhà triết học khác giả thiết rằng sự sắp xếp khác nhau của các nguyên tử cấu thành sẽ dẫn đến các tính chất khác nhau của các chất và mật độ của chất được xác định bởi độ chặt chẽ của sự sắp xếp đó.

Đến đầu thế kỷ 19, một lý thuyết nguyên tử có cơ sở khoa học, được phát triển bởi Dalton, đã khẳng định quan điểm của các triết gia cổ đại. Lý thuyết này có thể giải thích các định luật hóa học quan sát được từ lâu nhưng cơ sở của chúng còn chưa được hiểu rõ. Lý thuyết nguyên tử hiện đại khác chút ít so với lý thuyết của Dalton nhưng chính Dalton là người đã thiết lập nên nguyên lý vật chất cấu tạo từ các nguyên tử và mỗi một nguyên tố có một loại nguyên tử đặc trưng.

1.3. CẤU TRÚC CỦA NGUYÊN TỬ

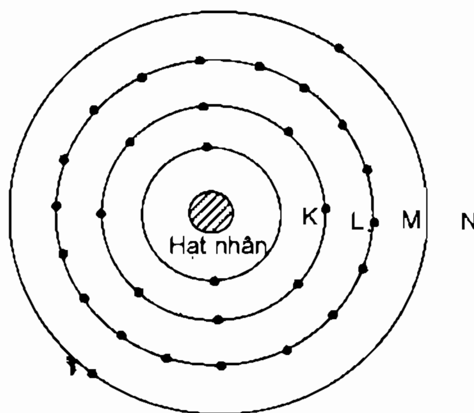
Hiện nay chúng ta đã biết rằng các nguyên tử không phải là những vật thể rắn không thể phân chia được mà ngược lại, chúng được cấu tạo từ những hạt còn nhỏ hơn chúng. Những hạt cấu tạo nên nguyên tử bao gồm *prôtôn, nơtrôn,* và *điện tử.*

Prôtôn (p) mang một điện tích dương bằng một đơn vị *điện tích nguyên tố* theo thang đo hạt nhân và có khối lượng xấp xỉ bằng một *đơn vị khối lượng nguyên tử* (u).

Điện tử (e^-) mang một điện tích nguyên tố âm, về độ lớn đúng bằng điện tích dương của prôtôn. Nó có khối lượng bằng 1/1840 u, giá trị này nhỏ đến mức nó bị bỏ qua khi tính khối lượng nguyên tử trong hầu hết các tính toán.

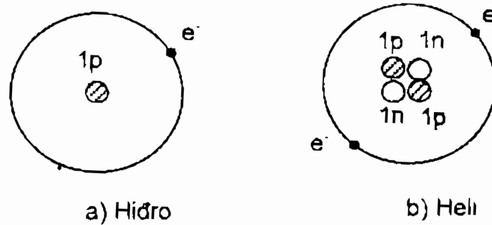
Nơtrôn (n) thường được xem là một sự kết hợp chặt chẽ của một prôtôn và một điện tử. Nơtrôn *trung hòa* về điện và có khối lượng xấp xỉ một đơn vị khối lượng nguyên tử khi bỏ qua khối lượng của điện tử. Trong hầu hết các ứng dụng thông thường, nơtrôn thường được coi như một hạt cơ bản.

Các nơtrôn và prôtôn của một nguyên tử liên kết với nhau rất mạnh tạo thành một nhân, thường gọi là hạt nhân, ở tâm nguyên tử, còn các điện tử quay xung quanh nó theo các quỹ đạo khác nhau. Quỹ đạo gần hạt nhân nhất có thể chứa tối đa 2 điện tử, quỹ đạo thứ hai có thể chứa tới 8 điện tử, và cứ tiếp tục cho đến lớp quỹ đạo ngoài cùng. Quỹ đạo trong cùng gọi là *quỹ đạo K* (hoặc *lớp K*), quỹ đạo thứ 2 gọi là *lớp L*, lớp thứ ba gọi là *lớp M*, và tiếp tục. Số cực đại các điện tử trên vỏ K, L, M tương ứng là 2, 8, 18, 32. Ví dụ, hệ nguyên tử của kẽm có 30 điện tử sắp xếp trên 4 lớp vỏ như minh họa trên hình 1.1.



Hình 1.1. **Hệ nguyên tử kẽm**

Bình thường, mỗi một nguyên tử có số điện tử bằng số prôtôn. Điều này có nghĩa là tổng điện tích dương trong hạt nhân bằng tổng điện tích âm của các điện tử của nguyên tử, và do vậy ở trạng thái bình thường mỗi nguyên tử trung hòa về điện. Hình 1.2 minh họa hai nguyên tử đơn giản. Nguyên tử hiđro là nguyên tử đơn giản nhất trong số tất cả các nguyên tử và duy nhất không chứa các nơtrôn.



Hình 1.2. Hệ nguyên tử của hiđro và heli

1.4. SỐ KHỐI

Khối lượng của một nguyên tử được xác định bằng số nơtrôn và prôtôn khi bỏ qua khối lượng rất nhỏ của các điện tử trong nguyên tử đó. Tổng số nơtrôn và số prôtôn được gọi là *số khối* và được ký hiệu là A:

số khối (A) = số nơtrôn + số prôtôn

Ví dụ Xét nguyên tử heli trên Hình 1.2(b)

2 prôtôn	2
2 nơtrôn	2
2 điện tử (bị bỏ qua)	-
số khối (A) =	4

1.5. SỐ NGUYÊN TỬ

Số prôtôn trong một nguyên tử được gọi là *số nguyên tử*, ký hiệu là Z:

số nguyên tử (Z) = số prôtôn

Ví dụ Nguyên tử heli có 2 prôtôn, nên Z = 2

Mỗi nguyên tố có một ký hiệu hóa học xác định. Ký hiệu hóa học của heli là He, của hiđro là H. Nguyên tử heli nêu trong Hình 1.2 được quy ước ký hiệu là ${}^{4}_{2}He$ (số 4 ở trên là số khối và số 2 ở dưới là số nguyên tử), còn nguyên tử hiđro có ký hiệu là ${}^{1}_{1}H$.

Số prôtôn, tức là só nguyên tử, quyết định tính chất hóa học của nguyên tử và do vậy xác định cả loại nguyên tố.

Như vậy

Tất cả các nguyên tử có số nguyên tử là 1 là các nguyên tử hiđro,

Tất cả các nguyên tử có số nguyên tử là 2 là các nguyên tử heli,

Tất cả các nguyên tử có số nguyên tử là 3 là các nguyên tử liti,

Tất cả các nguyên tử có số nguyên tử là 4 là các nguyên tử beri,

Tất cả các nguyên tử có số nguyên tử là 5 là các nguyên tử bo,

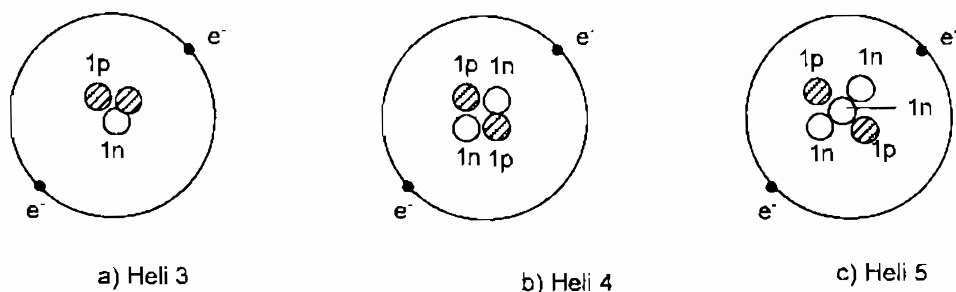
Tất cả các nguyên tử có số nguyên tử là 6 là các nguyên tử cacbon,... và tiếp tục như vậy cho đến nguyên tố tự nhiên nặng nhất là urani có số nguyên tử là 92. Hơn mười nguyên tố có số nguyên tử cao hơn đã được tạo ra trong những thập kỷ qua. Tất cả các nguyên tố này đều không bền và chỉ có thể hình thành được trong những điều kiện đặc biệt không xảy ra tự nhiên trên Trái đất.

1.6. ĐỒNG VỊ

Mặc dù tất cả các nguyên tử của một nguyên tố cụ thể đều chứa cùng một số prôtôn, chúng vẫn có thể chứa các số nơtrôn khác nhau. Điều này có nghĩa là một nguyên tố có thể gồm vài loại nguyên tử. Ví dụ, nguyên tố photpho (P) có số nguyên tử là 15 (nghĩa là mỗi nguyên tử chứa 15 prôtộn), nhưng các nguyên tử của chúng có thể chứa các số nơtrôn khác nhau:

$^{28}_{15}P$	15 prôtôn, 13 nơtrôn ($Z = 15$, $A = 28$)
$^{29}_{15}P$	15 prôtôn, 14 nơtrôn ($Z = 15$, $A = 29$)
$^{30}_{15}P$	15 prôtôn, 15 nơtrôn ($Z = 15$, $A = 30$)
$^{31}_{15}P$	15 prôtôn, 16 nơtrôn ($Z = 15$, $A = 31$)
$^{32}_{15}P$	15 prôtôn, 17 nơtrôn ($Z = 15$, $A = 32$)
$^{33}_{15}P$	15 prôtôn, 18 nơtrôn ($Z = 15$, $A = 33$)
$^{34}_{15}P$	15 prôtôn, 19 nơtrôn ($Z = 15$, $A = 34$)

Những dạng nguyên tử khác nhau đó gọi là các *đồng vị* của một nguyên tố. Do vậy, ví dụ, $^{32}_{15}P$ là một đồng vị của photpho. Hình 1.3 minh họa ba đồng vị của heli. Những đồng vị này thường được gọi tương ứng là heli 3, heli 4, và heli 5 (^{4}He, ^{5}He, ^{6}He).



Hình 1.3. **Ba đồng vị của Heli**

Điều cần lưu ý là tất cả các đồng vị của một nguyên tố đều giống hệt nhau về tính chất hóa học, bởi vì các tính chất hóa học của chúng được quy định bởi số nguyên tử của nguyên tố đó.

Hầu hết các nguyên tố có mặt trong tự nhiên đều là hỗn hợp của các đồng vị. Một số các đồng vị có thể được tạo ra nhân tạo bằng cách bắn phá một đồng vị có sẵn trong tự nhiên bằng các hạt hạt nhân, ví dụ như các nơtrôn sinh ra trong lò phản ứng hạt nhân. Những đồng vị sản xuất nhân tạo này thường không bền và cuối cùng sẽ phân rã kèm theo phát xạ các hạt thứ cấp (xem chương 2).

Trong một nguyên tử, trừ trường hợp những nguyên tố nhẹ nhất, số nơtrôn luôn nhiều hơn số prôtôn. Sự chênh lệch càng lớn khi Z càng tăng, ví dụ

$^{4}_{2}He$	2 prôtôn + 2 nơtrôn
$^{31}_{15}P$	15 prôtôn + 16 nơtrôn
$^{65}_{30}Zn$	30 prôtôn + 35 nơtrôn
$^{238}_{92}U$	92 prôtôn + 146 nơtrôn

Các số liệu về các đồng vị đã biết của tất cả các nguyên tố, cả tồn tại tự nhiên và sản xuất nhân tạo, được sắp xếp có hệ thống trong một bảng gọi là Bảng các đồng vị và sẽ được trình bày chi tiết trong chương 2. Thuật ngữ nuclit thường dùng trong các tài liệu có nghĩa là một đồng vị của một nguyên tố.

Chương 2
PHÓNG XẠ VÀ HOẠT ĐỘ PHÓNG XẠ

2.1. GIỚI THIỆU

Một vài chất tồn tại trong tự nhiên cấu tạo từ những nguyên tử được phát hiện là không bền, nghĩa là chúng sẽ biến đổi tự phát thành những nguyên tử khác bền hơn. Những chất này được gọi là có tính *phóng xạ* (radioactive) và quá trình biến đổi nguyên tử đó được gọi là *phân rã phóng xạ* (radioactive decay). Sự phân rã phóng xạ thường kèm theo sự phát ra *bức xạ* dưới dạng các hạt tích điện và các tia gamma.

Một số nguyên tố phóng xạ tự nhiên được phát hiện lần đầu tiên bởi Becquerel vào năm 1896. Ông đã quan sát thấy lớp nhũ tương trên phim ảnh bị đen đi khi để gần một hợp chất của urani. Hiện tượng này xảy ra là do bức xạ phát ra từ urani. Trong mười năm tiếp theo, những thí nghiệm nổi tiếng của Rutherford và Soddy, ông bà Curie và những người khác đã khẳng định rằng có tồn tại một số các hạt nhân không hoàn toàn bền. Những hạt nhân không bền này phát ra bức xạ dưới ba dạng được gọi là phóng xạ *anpha, bêta*, và *gamma*.

2.2. PHÓNG XẠ ANPHA, BÊTA, VÀ GAMMA

Bức xạ *anpha (α)* đã được Rutherford và Soddy chứng minh chính là các hạt nhân helium mà mỗi hạt nhân đó chứa hai prôtôn và hai nơtrôn. Cả bốn hạt này liên kết với nhau chặt đến mức hạt anpha, trong nhiều hoàn cảnh, có tính chất như một hạt cơ bản. Một hạt α có khối lượng là 4 u và mang hai đơn vị điện tích dương.

Bức xạ *bêta (β)* gồm những điện tử có vận tốc cao có nguồn gốc từ hạt nhân. Những "điện tử hạt nhân" này có các tính chất giống hệt như

các điện tử nguyên tử, nghĩa là chúng có một khối lượng bằng 1/1840 u và mang một đơn vị điện tích âm. Có một loại bức xạ bêta nữa do C.D. Anderson phát hiện vào năm 1932. Bức xạ này gồm các hạt có khối lượng bằng khối lượng của điện tử nhưng mang một đơn vị điện tích dương, và được gọi là bức xạ *pôzitrôn*. Mặc dù kém quan trọng hơn các hạt β âm về mặt bảo vệ an toàn bức xạ, nhưng những hiểu biết về các pôzitrôn vẫn cần thiết để hiểu được một số cơ chế phân rã phóng xạ. Khi nói bức xạ bêta là có ý bao hàm cả β^- (điện tử) và β^+ (pôzitrôn). Trong các thuật ngữ sử dụng hàng ngày, bức xạ bêta thường để chỉ loại bêta âm (β^-).

Bức xạ *gamma* (γ) thuộc về một loại gọi là bức xạ điện từ. Loại bức xạ này gồm những *lượng tử* (quantum) hoặc các bó năng lượng được truyền dưới dạng một chuyển động sóng. Các sóng vô tuyến và ánh sáng nhìn thấy được chính là những thành viên nổi tiếng thuộc loại bức xạ này. Năng lượng mang trong mỗi lượng tử phụ thuộc vào bước sóng của bức xạ theo tỷ lệ nghịch, nghĩa là $E \propto 1/\lambda$ với E là năng lượng của mỗi *lượng tử* hoặc *phôtôn* của bức xạ điện từ và λ là bước sóng của bức xạ đó.

Bước sóng của bức xạ điện từ thay đổi trong một khoảng rất rộng như trình bày trong Bảng 2.1.

Bảng 2.1

Loại bức xạ	Bước sóng, λ (m)
Sóng vô tuyến, Đài BBC 4	500
Sóng vô tuyến, VHF Band 2	3
Ánh sáng nhìn thấy	10^{-6} đến 10^{-7}
Tia X, năng lương 50 KeV	2.5×10^{-11}
Tia γ, năng lượng 1 MeV	1.2×10^{-12}

Tất cả các bức xạ điện từ di chuyển trong chân không với cùng một vận tốc là 3×10^8 m/s. Vận tốc của chúng giảm đi trong các môi trường đặc, tuy nhiên trong không khí độ suy giảm nhỏ không đáng kể.

Một loại bức xạ điện từ khác giống với bức xạ γ về nhiều mặt là bức xạ tia X. Sự khác nhau chủ yếu giữa hai loại bức xạ này nằm ở nguồn

gốc của chúng. Trong khi các tia γ sinh ra từ những biến đổi trong hạt nhân, thì các tia X được phát ra khi các điện tử nguyên tử thay đổi quỹ đạo của chúng.

2.3. ĐƠN VỊ ELECTRONVÔN (EV)

Năng lượng bức xạ thường được đo bằng *electronvôn (eV)*. Một electronvôn là năng lượng thu được bởi một điện tử khi đi qua một hiệu điện thế một vôn (*V*).

Ví dụ, trong ống tia catốt của một máy thu vô tuyến truyền hình các điện tử được gia tốc từ súng điện tử đến màn hình qua một hiệu điện thế cỡ 10.000 vôn. Do vậy, các điện tử đó có năng lượng là 10.000 eV khi chúng đập vào màn hình.

Electronvôn là một đơn vị rất nhỏ, vì vậy năng lượng bức xạ thường được tính bằng *kilo* (1.000) hoặc *mêga* (1.000.000) electronvôn:

Một kiloelectronvôn = 1 keV = 1.000 eV

Một mêgaelectronvôn = 1 MeV = 1.000 keV = 1.000.000 eV

Electronvôn cũng là một đơn vị đo năng lượng cho các bức xạ khác với bức xạ bêta. Năng lượng của một hạt phụ thuộc vào khối lượng và vận tốc của nó, ví dụ một hạt có khối lượng *m* chuyển động với vận tốc *v* nhỏ hơn nhiều so với vận tốc ánh sáng, thì có động năng (E_K) là:

$$E_K = (1/2)\, mv^2$$

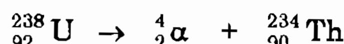
(cần phải hiệu chỉnh công thức trên nếu hạt di chuyển với vận tốc gần với vận tốc ánh sáng). Một hạt nhỏ như điện tử cần phải có vận tốc cao hơn nhiều so với một hạt nặng hơn, chẳng hạn như hạt α, để chúng có cùng một động năng.

Trong trường hợp bức xạ điện từ, năng lượng tỷ lệ nghịch với bước sóng của bức xạ đó. Vì vậy các bức xạ có bước sóng ngắn hơn thì có các năng lượng cao hơn các bức xạ với các bước sóng dài hơn.

2.4. CƠ CHẾ PHÂN RÃ BỨC XẠ

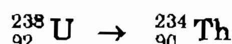
Các hạt nhân của các nguyên tố nặng tồn tại trong tự nhiên thường kém bền. Ví dụ, đồng vị urani-238 có 92 prôtôn và 146 nơtrôn. Để đạt

được trạng thái ổn định (bền) hơn, các hạt nhân này phải phát ra một hạt anpha để giảm số prôtôn và nơtrôn xuống tương ứng còn 90 và 144. Điều này có nghĩa là các hạt nhân đó bây giờ có số nguyên tử (Z) là 90 thay vì 92 và chúng không còn là các hạt nhân urani nữa. Bây giờ chúng trở thành một đồng vị của nguyên tố thori (Th) có số nguyên tử là 90 và số khối là 234, được đặt tên là thori-234. Quá trình phân rã được biểu thị như sau:



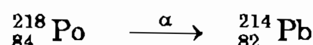
$$^{238}_{92}U \rightarrow \, ^{4}_{2}\alpha + \, ^{234}_{90}Th$$

hoặc, thông thường hơn là:



$$^{238}_{92}U \rightarrow \, ^{234}_{90}Th$$

Một ví dụ khác là quá trình phân rã của poloni-218 (^{218}Po) bằng cách phát xạ anpha và biến đổi thành chì-214 (^{214}Pb):

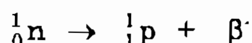


$$^{218}_{84}Po \xrightarrow{\alpha} \, ^{214}_{82}Pb$$

Như đã chỉ ra trong chương 1 rằng các hạt nhân nặng có nhiều nơtrôn hơn là prôtôn. Phát xạ hạt anpha sẽ làm giảm số lượng của mỗi loại hạt đi 2 nhưng tỷ lệ giảm hạt của nơtrôn nhỏ hơn so với của prôtôn. Hiệu ứng phát xạ hạt anpha do vậy sẽ tạo ra các hạt nhân giàu nơtrôn và chúng vẫn còn chưa bền. Những hạt nhân này không chỉ đơn giản phát ra một hoặc nhiều nơtrôn để khắc phục tình trạng không bền đó. Thay vào đó, một nơtrôn trong hạt nhân sẽ biến đổi thành một prôtôn bằng cách phát ra một hạt bêta, nghĩa là một điện tử tốc độ cao:

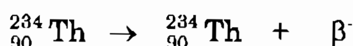
$$^{1}_{0}n \rightarrow \, ^{1}_{1}p + \beta^-$$

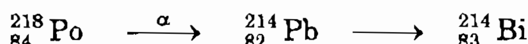
Hiện tượng này được gọi là *phát xạ bêta*. Trong trường hợp của ^{234}Th tạo thành từ sự phân rã α của ^{238}U, các hạt nhân sẽ tiếp tục phân rã bằng phát xạ β và biến đổi thành protactini-234 (^{234}Pa):



$$^{234}_{90}Th \rightarrow \, ^{234}_{90}Th + \beta^-$$

Do vậy, quá trình phân rã đầy đủ hơn của poloni-218 là:





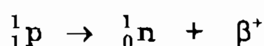
$$^{218}_{84}Po \xrightarrow{\alpha} \, ^{214}_{82}Pb \longrightarrow \, ^{214}_{83}Bi$$

Hạt nhân tạo thành là Bitmut-214 cũng không bền và vì vậy các quá trình phân rã α và β lại tiếp tục cho đến khi một hạt nhân bền được sinh ra.

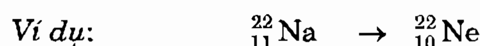
Các điện tử phát ra trong phân rã β có năng lượng phân bố liên tục từ 0 đến năng lượng cực đại E_{max} đặc trưng cho mỗi hạt nhân đó. Năng lượng bêta có xác suất lớn nhất vào khoảng 1/3 E_{max} (xem Hình 2.1).

Trong đa số các trường hợp, sau khi phát xạ α và β, hạt nhân sẽ tự sắp xếp lại và giải phóng ra năng lượng dưới dạng *bức xạ gamma*.

Hai quá trình phân rã khác cũng cần kể đến là *phát xạ pôzitrôn* và *bắt điện tử*. Trong phát xạ pôzitrôn, một prôtôn trong hạt nhân sẽ phát ra một pôzitrôn (β^+) và do vậy trở thành một nơtrôn:



$${}^{1}_{1}p \rightarrow {}^{1}_{0}n + \beta^{+}$$



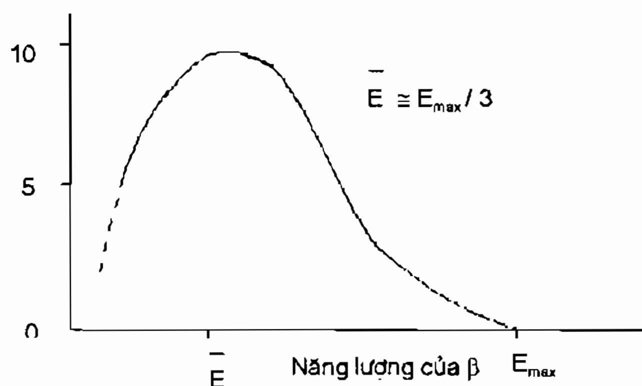
Ví dụ: $${}^{22}_{11}Na \rightarrow {}^{22}_{10}Ne$$

Bắt điện tử là một quá trình trong đó một điện tử từ một quỹ đạo bên trong bị bắt bởi hạt nhân và dẫn đến sự hoán đổi một prôtôn thành một nơtrôn:



$${}^{1}_{1}p + e^{-} \rightarrow {}^{1}_{0}n$$

Sự sắp xếp lại các điện tử của nguyên tử tiếp theo cũng dẫn đến phát xạ các tia X.



Hình 2.1. **Phổ bêta điển hình**

2.5. CÁC CHUỖI PHÓNG XẠ TỰ NHIÊN

Trừ ^{22}Na, các thí dụ về phân rã phóng xạ ở trên đều là các chất phóng xạ tồn tại tự nhiên và thuộc về cái gọi là *các chuỗi phóng xạ tự*

nhiên. Có ba chuỗi phóng xạ tự nhiên là thori, urani-radi, và actini (xem Bảng 2.2). Trong bảng này còn có một chuỗi nữa là neptuni, chuỗi này không còn tồn tại trong tự nhiên nữa vì thời gian sống một nửa của đồng vị sống lâu nhất trong chuỗi chỉ là $2{,}2 \times 10^6$ năm, nhỏ hơn rất nhiều so với tuổi của Vũ trụ (3×10^9 năm). Cả bốn chuỗi này được gọi là các chuỗi phân rã nặng.

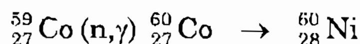
***Bảng 2.2*. Các chuỗi phân rã nặng**

Tên chuỗi	Hạt nhân bền cuối cùng	Nhân sống lâu nhất trong chuỗi
Thori	^{208}Pb	^{232}Th ($T_{1/2} = 1{,}39 \times 10^{10}$ năm)
Urani-radi	^{206}Pb	^{238}U ($T_{1/2} = 4{,}5 \times 10^9$ năm)
Actini	^{207}Pb	^{235}U ($T_{1/2} = 8{,}25 \times 10^8$ năm)
Neptuni	^{209}Bi	^{237}Np ($T_{1/2} = 2{,}2 \times 10^6$ năm)

2.6. PHÓNG XẠ DO KÍCH HOẠT

Các nguyên tố nhẹ hơn có thể được làm cho trở nên có tính phóng xạ bằng cách bắn phá chúng bằng các hạt hạt nhân. Một ví dụ là bắn phá các hạt nhân ben bằng các nơtrôn trong một lò phản ứng hạt nhân. Một nơtrôn có thể bị một hạt nhân bắt, kèm theo một lượng tử gamma bị phát ra. Quá trình này được gọi là một phan ứng nơtrôn, gamma (n,γ). Nguyên tử được tạo thành thường không bền vì nơtrôn dư đó và cuối cùng sẽ phân rã bằng phát xạ β.

Như vậy, đồng vị bền coban-59 khi bị bắn phá hoặc chiếu xạ bằng nơtrôn sẽ sinh ra các nguyên tử của đồng vị coban-60. Những nguyên tử này cuối cùng lại phân rã β và trở thành các nguyên tử của đồng vị bền niken-60. Quá trình này được viết như sau:



$$^{59}_{27}Co\,(n,\gamma)\;^{60}_{27}Co \rightarrow\; ^{60}_{28}Ni$$

Ngoài ra, còn có những quá trình kích hoạt và phân rã khác mà chúng sẽ được thảo luận sau.

2.7. ĐƠN VỊ HOẠT ĐỘ PHÓNG XẠ

Sự phân rã phóng xạ về bản chất có tính chất thống kê và không thể tiên đoán được khi nào thì một nguyên tử cụ thể sẽ phân rã. Kết quả của

tính chất ngẫu nhiên này là định luật phân rã phóng xạ theo quy luật hàm mũ và được thể hiện về toán học như sau:

$$N = N_o e^{-\lambda t}$$

ở đây, N_o là số hạt nhân có mặt vào thời điểm đầu, N là số hạt nhân có mặt tại thời điểm t và λ là hằng số phân rã phóng xạ đặc trưng của mỗi đồng vị.

Thời gian sống một nửa ($T_{1/2}$), hay còn gọi là *chu kỳ bán rã* của một đồng vị phóng xạ là thời gian cần có để một nửa số hạt nhân trong một mẫu phóng xạ bị phân rã. Ta có thể tính được thời gian sống một nửa này bằng cách thay $N = N_o/2$ vào phương trình ở trên:

$$N_o/2 = N_o/2\ e^{-\lambda\ T1/2}$$

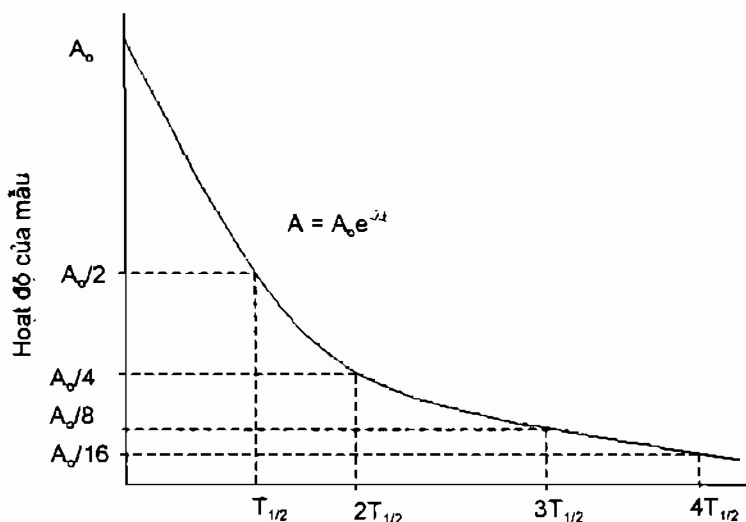
Từ đó tính được:

$$T_{1/2} = (\log_e 2)/\lambda = 0.693/\lambda$$

Bởi vì tốc độ phân rã, hoặc *hoạt độ* của một mẫu tỷ lệ với số hạt nhân không bền, nên nó cũng thay đổi theo quy luật hàm mũ của thời gian, cụ thể là:

$$A = A_o e^{-\lambda t}$$

Quan hệ này được minh họa trên Hình 2.2 biểu thị sự thay đổi của hoạt độ mẫu theo thời gian. Sau một chu kỳ bán rã, hoạt độ của mẫu giảm đi còn $1/2A_o$, sau hai chu kỳ bán rã còn $1/4\ A_o$, và cứ tiếp tục giảm như vậy. Chu kỳ bán rã của một đồng vị phóng xạ xác định là một hằng số và việc đo chúng sẽ giúp cho ta xác định được thành phần của các mẫu phóng xạ chưa biết. Phương pháp này có thể chỉ áp dụng cho các đồng vị mà độ phóng xạ của chúng thay đổi đáng kể trong các khoảng thời gian đo đếm hợp lý. Ngoài khoảng thời gian này, đồng vị đó phải có chu kỳ bán rã đủ dài để cho phép tiến hành một số phép đo trước khi chúng phân rã hết. Để xác định các chu kỳ bán rã cực dài hoặc cực ngắn, cần phải sử dụng các phương pháp tinh vi hơn. Các chu kỳ bán rã nằm trong khoảng từ 10^{-14} năm (^{212}Po) đến 10^{17} năm (^{209}Bi), nghĩa là hơn kém nhau một thừa số là 10^{31}



Hình 2.2. **Sự thay đổi của hoạt độ theo thời gian**

Cho mãi đến gần đây, đơn vị hoạt độ phóng xạ được đo bằng *curie* (Ci) và các ước số khác nhau của nó. Curie về nguồn gốc là hoạt độ của một gam radi nhưng về sau định nghĩa này được chuẩn hóa là $3,7 \times 10^{10}$ phân rã trong một giây,

1 curie = $3,7 \times 10^{10}$ phân rã/s hoặc $2,2 \times 10^{12}$ phân rã/phút

1 milicurie = $3,7 \times 10^{7}$ phân rã/s hoặc $2,2 \times 10^{9}$ phân rã/phút

1 microcurie = $3,7 \times 10^{4}$ phân rã/s hoặc $2,2 \times 10^{6}$ phân rã/phút

Mỗi một cú phân rã thường kèm theo việc phát ra một hoặc nhiều hạt tích điện (α hoặc β). Chúng cũng có thể kèm theo, mặc dù không phải lúc nào cũng vậy, một hay nhiều bức xạ gamma. Một vài hạt nhân thì chỉ phát ra bức xạ gamma hay tia X.

Đơn vị SI của hoạt độ phóng xạ là becquerel (Bq), được định nghĩa là 1 phân rã hạt nhân trong 1 giây. So sánh với curie thì 1 becquerel là một đơn vị rất nhỏ. Trong thực tế, để thuận tiện các bội số của becquerel thường được sử dụng. Ví dụ:

1 becquerel (Bq)	= 1 phân rã/s	
1 kilobecquerel (kBq)	= 10^{3} Bq	= 10^{3} phân rã/s
1 magabecquerel (MBq)	= 10^{6} Bq	= 10^{6} phân rã/s

1 gigabecquerel (GBq)	= 10^9 Bq	= 10^9 phân rã/s
1 terabecquerel (TBq)	= 10^{12} Bq	= 10^{12} phân rã/s
1 petabecquerel (PBq)	= 10^{15} Bq	= 10^{15} phân rã/s

Để đơn giản, trong giáo trình này sẽ chỉ sử dụng Bq, MBq, và TBq. Quan hệ giữa các đơn vị cũ và đơn vị mới được xác định như sau:

1 μCi	≡ 37 000 Bq	≡ 0,037 MBq	≡ $3{,}7 \times 10^{-8}$ TBq
1 mCi	≡ 37×10^6 Bq	≡ 37 MBq	≡ $3{,}7 \times 10^{-5}$ TBq
1 Ci	≡ 37×10^{10} Bq	≡ $3{,}7 \times 10^4$ MBq	≡ $0{,}037 \times 10^{-5}$ TBq

Tương tự,

1 Bq	≡ $2{,}7 \times 10^{-5}$ μCi	≡ $2{,}7 \times 10^{-8}$ mCi	≡ $2{,}7 \times 10^{-11}$ Ci
1 MBq	≡ 27 μCi	≡ 0, 027 mCi	≡ $2{,}7 \times 10^{-5}$ Ci
1 TBq	≡ $2{,}7 \times 10^7$ μCi	≡ $0{,}027 \times 10^4$ mCi	≡ 27 Ci

2.8. BẢNG ĐỒNG VỊ HẠT NHÂN

Vô số các thông tin về tính chất của các đồng vị hạt nhân bền và không bền đã thu thập được, chúng được xuất bản và trình bày theo hệ thống trong một bảng tóm tắt. Bảng này được gọi là một *Bảng đồng vị hạt nhân* và một phần của nó như trên hình 2.3.

Trong sơ đồ này, mỗi hàng ngang đại diện cho một nguyên tố và mỗi ô vuông trên hàng đó đại diện cho mỗi hạt nhân hoặc mỗi đồng vị của nguyên tố đó. Các thông tin liên quan đến mỗi đồng vị được in trong một ô vuông đại diện của nó. Các đồng vị bền, phóng xạ tự nhiên, và nhân tạo được phân biệt bằng các màu sắc hoặc độ đậm nhạt của các ô đó. Trong mỗi ô hiển thị ký hiệu, số khối, và độ giàu trong tự nhiên của đồng vị tương ứng nếu nó là đồng vị bền. Đối với các đồng vị phóng xạ, thì chu kỳ bán rã, phương thức hoặc các phương thức phân rã, và các năng lượng chính của các hạt hoặc tia gamma phát ra sẽ được hiển thị. Như đã thấy trên hình 2.3, tất cả các đồng vị trên cùng một hàng ngang đều có cùng một số nguyên tử trong khi các đồng vị có cùng số khối lại nằm trên một đường chéo 45° chạy từ góc trên bên trái xuống góc dưới bên phải. Nhiều bảng đồng vị còn có thêm các thông tin bổ sung mà chúng đã bị bỏ qua trên hình 2.3 cho dễ hiểu.

				Si 25 0.23 s β+ (p 4 28, 46, 5.62 ..)	Si 26 2 s β+ 3.8, 2.9 γ .82..	Si 27 4.2 s β+ 3 8, 1.5 γ 84, 1.01	Si 28 92 21	Si 29 4 7	Si 30 3 09	Si 31 2 62 h β- 1 48 .. γ 1.27	Si 32 ~ 700 y β- 1 (1.71) no γ
				Al 24 0 13 s β+ 13.3 2.1 s β+ 8 8 γ 1.37	Al 25 7.2 s β+ 3.24.. γ 58 – 1 6	Al 26 65 s β+ 3 21 7.4x10⁵ y β+ 1 16 γ 1.83, 1.12	Al 27 100	Al 28 2.30 m β- 2.87 γ 1.78	Al 29 6.6 m β- 2.5, 1 4 γ 1.28, 2.43	Al 30 3.3 s β- 5 05 γ 2.20, 3.52	
		Mg 21 0.12 s β+ (p 3.44, 4.03, 4.81, 6.45)	Mg 22 3.9 s γ .074, .59	Mg 23 12 s β+ 3.0 .. γ .44	Mg 24 78.70	Mg 25 10.13	Mg 26 11 17	Mg 27 9 5 m β- 1.75, 1.59 γ .98, .58,.	Mg 28 21 3 h β- .45, (2 87) γ 032,1. 35		
		Na 20 0 4 s β+ (α 2.14, 2.49,3.8 0, 44)	Na 21 23 s β+ 3.0,. γ 35	Na 22 2.60 y β+ 54. γ 1 28	Na 23 100	Na 24 0.02 s 15.0 h β- 1.39 γ2.75,1.3 7..	Na 25 60 s β- 3.8, 2.8 .. γ 98, .58	Na 26 s β- 6.7... γ 1.85 ..			
Ne 17 0.1 s β+ > 5	Ne 18 1.46 s β+ 3.42, 2 37 γ 1 04	Ne 19 18 s β+ 2 23	Ne 20 90 92	Ne 21 0.257	Ne 22 8.82	Ne 23 38 s β- 4.4, 3 9 γ .44, 1 65	Ne 24 3 38 m β- 1.98, 1.10 γ .47, .88				

β- Phân rã	p Hấp thụ	Hấp thụ α
n Phát xạ	Hạt nhân đầu	n Hấp thụ
Phát xạ α	p Phát xạ	β+ Phân rã bắt điện tử

Hình 2.3. Một phần bảng đồng vị hạt nhân

Có thể dùng Bảng đồng vị để nhanh chóng tìm được thông tin về các sản phẩm của các phản ứng hạt nhân khác nhau. Ví dụ, phản ứng (n,γ) trên natri hay natri-23 (^{23}Na) sẽ tạo thành natri-24 (^{24}Na). ^{24}Na phân rã với chu kỳ bán rã là 15 giờ bằng cách phát ra các hạt β^- có năng lượng là 1,39 MeV và các tia γ 2,75 MeV và 1,37 MeV. Các hạt nhân tạo thành từ sự phân rã của ^{24}Na là magiê-24 (^{24}Mg), chúng là các nhân bền.

Rõ ràng là, một bảng đồng vị hạt nhân ngay cả khi đã được đơn giản hóa như trên Hình 2.3 vẫn là một nguồn thông tin cực kỳ có giá trị về cả các đồng vị bền và không bền.

2.9. TƯƠNG TÁC CỦA BỨC XẠ VỚI VẬT CHẤT

2.9.1. Các hạt tích điện

Các hạt anpha và bêta bị mất năng lượng chủ yếu do tương tác với các điện tử nguyên tử trong môi trường hấp thụ. Năng lượng truyền cho các điện tử đó hoặc là làm cho chúng bị kích thích và chuyển lên một mức năng lượng cao hơn (kích thích nguyên tử) hoặc là chúng bị tách hoàn toàn ra khỏi nguyên tử mẹ (ion hóa nguyên tử). Một hiệu ứng quan trọng nữa là khi các hạt mang điện bị làm chậm lại rất nhanh thì chúng phát ra năng lượng dưới dạng các tia X. Quá trình này được gọi là *bremstralung* (tiếng Đức nghĩa là sự hãm bức xạ) và chỉ quan trọng đối với bức xạ bêta.

2.9.2. Các bức xạ gamma và tia X

Các bức xạ tia X và γ tương tác với vật chất thông qua một loạt các cơ chế khác nhau, trong đó có 3 cơ chế quan trọng nhất là *hiệu ứng quang điện, tán xạ Compton,* và *tạo cặp*.

Trong hiệu ứng quang điện tất cả năng lượng của một lượng tử X hoặc γ sẽ được truyền cho một điện tử nguyên tử và làm cho nó bị bắn ra khỏi nguyên tử mẹ. Trong trường hợp này, lượng tử hay phôtôn đó hoàn toàn bị hấp thụ.

Tán xạ Compton xảy ra khi chỉ một phần năng lượng của phôtôn được truyền cho một điện tử nguyên tử và phôtôn bị mất một phần năng lượng đó bị tán xạ.

Trong một trường điện từ mạnh ở xung quanh một hạt mang điện, chẳng hạn như một hạt nhân, một lượng tử γ có thể bị hoán đổi thành một cặp pôzitrôn-electrôn. Quá trình này gọi là sự tạo cặp và năng lượng của lượng tử đó được phân bổ giữa hai hạt tạo thành.

Như vậy, cả ba loại tương tác xảy ra trong quá trình truyền năng lượng của lượng tử cho các điện tử nguyên tử và các điện tử này sẽ mất dần năng lượng như đã trình bày trong mục 2.9.1.

2.9.3. Các nơtrôn

Các nơtrôn không mang điện và do vậy không thể ion hóa trực tiếp được. Cũng như bức xạ γ, các nơtrôn cuối cùng cũng truyền năng lượng của chúng cho các hạt tích điện. Ngoài ra, một nơtrôn còn có thể bị một hạt nhân bắt và thường dẫn đến việc phát xạ γ. Các quá trình này sẽ được mô tả chi tiết hơn ở chương 8. Bảng 2.3 tóm tắt các loại tương tác chính của bức xạ hạt nhân với vật chất.

***Bảng 2.3.* Các tương tác của bức xạ hạt nhân**

Bức xạ	Quá trình	Hiệu ứng
Anpha	Va chạm phi đàn hồi với các điện tử liên kết	- Gây ra sự kích thích và ion hóa nguyên tử
Bêta	(i) Va chạm không đàn hồi với các điện tử nguyên tử (ii) Bị làm chậm lại trong trường hạt nhân	- Gây ra sự kích thích và ion hóa nguyên tử - Gây ra bức xạ bremstralung
Bức xạ tia X và γ	(i) Hiệu ứng quang điện (ii) Hiệu ứng Compton (iii) Tạo cặp	- Phôtôn bị hấp thụ hoàn toàn - Chỉ một phần năng lượng của phôtôn bị hấp thụ
Nơtrôn	(i) Tán xạ đàn hồi (ii) Tán xạ không đàn hồi (iii) Các quá trình bắt	- Các hiệu ứng sẽ thảo luận trong chương 8.

2.10. KHẢ NĂNG XUYÊN QUA CỦA BỨC XẠ HẠT NHÂN

Hạt anpha là một hạt nặng (theo tiêu chuẩn hạt nhân) và di chuyển tương đối chậm trong môi trường chất. Vì vậy nó có nhiều cơ hội tương tác với các nguyên tử dọc đường đi của nó và sẽ mất đi một phần năng lượng trong mỗi lần tương tác này. Do đó, hạt anpha sẽ rất nhanh chóng

mất năng lượng và chỉ đi được các khoảng cách rất ngắn trong các môi trường đặc.

Các hạt bêta nhỏ hơn nhiều so với hạt anpha và do vậy di chuyển nhanh hơn nhiều. Vì vậy chúng có số lần tương tác trên một đơn vị chiều dài đường đi ít hơn và mất năng lượng chậm hơn các hạt anpha. Điều này có nghĩa là các hạt bêta sẽ đi được xa hơn các hạt anpha trong các môi trường đặc.

Các bức xạ gamma mất năng lượng chủ yếu qua tương tác với các điện tử nguyên tử. Nó đi qua được các khoảng cách rất lớn trong các môi trường đặc và rất khó bị hấp thụ hoàn toàn.

Nơtrôn mất năng lượng của nó qua một loạt các tương tác khác nhau, mà tầm quan trọng tương đối của chúng phụ thuộc nhiều vào năng lượng của chính nơtrôn. Vì lý do này mà trong thực tế các nơtrôn thường được chia ra thành ít nhất là 3 nhóm năng lượng: nhanh, trung bình, và nhiệt. Các nơtrôn có khả năng xuyên qua rất lớn và đi được những khoảng cách xa trong các môi trường đặc.

Bảng 2.4 tóm tắt các tính chất và quãng đường tự do của các loại bức xạ hạt nhân khác nhau. Các quãng đường tự do chỉ là gần đúng vì chúng phụ thuộc vào năng lượng của bức xạ.

Bảng 2.4. Các tính chất của bức xạ hạt nhân

Bức xạ	Khối lượng (u)	Điện tích	Quãng đường tự do trong không khí	Quãng đường tự do trong mô
Anpha	4	+2	0,03 m	0,04 mm
Bêta	1/1840	-1/(+1 pôzitrôn)	3m	5 mm
Bức xạ X và γ	0	0	rất lớn	Xuyên qua cơ thể
Nơtrôn nhanh	1	0	rất lớn	Xuyên qua cơ thể
Nơtrôn nhiệt	1	0	rất lớn	0,15 m

Chương 3
CÁC ĐƠN VỊ ĐO BỨC XẠ

3.1. SỰ HẤP THỤ NĂNG LƯỢNG

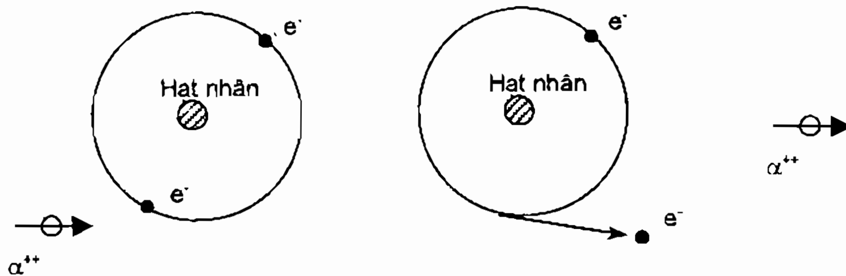
Giống như nhiệt và ánh sáng truyền năng lượng từ Mặt trời đến Trái đất và khí quyển, bức xạ hạt nhân cũng truyền năng lượng từ một nguồn đến một môi trường hấp thụ. Nguồn bức xạ hạt nhân có thể là các nguyên tử phóng xạ hoặc các thiết bị như các máy phát tia X. Hiệu ứng của việc hấp thụ các loại bức xạ thông thường, chẳng hạn như nhiệt, là sự tăng nhiệt độ của môi trường hấp thụ. Nếu môi trường này là cơ thể con người hoặc một bộ phận của cơ thể, thì người ta có thể cảm thấy sự tăng nhiệt độ đó, và khi nhiệt độ tăng lên đến quá mức chịu đựng thì con người sẽ thực hiện các hành động phòng tránh ví dụ như ẩn dưới bóng râm (bằng cách che chắn) hoặc dịch chuyển ra xa đống lửa (bằng cách giữ khoảng cách).

Một liều lượng bức xạ gamma hoặc các bức xạ hạt nhân khác đủ lớn để gây tử vong cho con người chỉ làm tăng nhiệt độ của cơ thể lên ít hơn một phần ngàn độ Celsius. Do vậy, cơ thể con người không thể cảm thấy các bức xạ này ngay cả khi cường độ bức xạ rất cao. Bức xạ hạt nhân khác với bức xạ nhiệt và các dạng bức xạ khác ở chỗ mỗi hạt hoặc lượng tử bức xạ hạt nhân có một năng lượng đủ lớn để gây *ion hóa*. Năng lượng đó là do các hạt có vận tốc rất lớn hoặc bức xạ tia X và γ có bước sóng rất ngắn.

3.2. HIỆU ỨNG ION HÓA

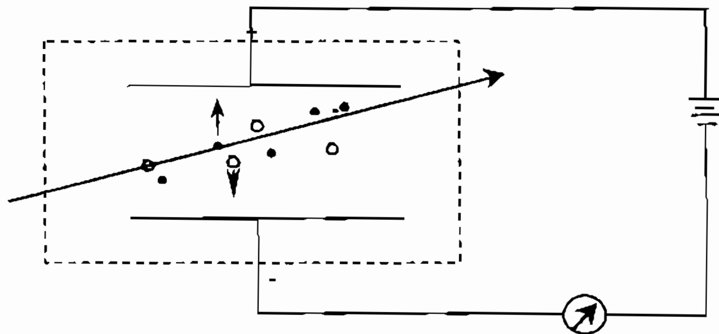
Ion hóa là hiện tượng một điện tử quỹ đạo bị bứt khỏi một nguyên tử. Vì điện tử đó mang điện tích âm, nên nguyên tử còn lại mang điện tích dương. Nguyên tử và điện tử khi bị tách rời như vậy, được coi như

một *cặp ion*, nghĩa là gồm một ion dương (nguyên tử) và một ion âm (điện tử). Việc hấp thụ bức xạ của một môi trường sẽ dẫn đến việc tạo thành các cặp ion trong môi trường đó. Vì phải tốn một phần năng lượng nhỏ để gây ion hóa, nên các hạt hoặc lượng tử bức xạ bị mất năng lượng cho môi trường đó.



Hình 3.1. **Sự ion hóa của một nguyên tử heli do một hạt anpha (α)**

Bình thường các ion dương và âm sẽ tái kết hợp trở thành các nguyên tử trung hoà và năng lượng ban đầu truyền cho cặp ion này sẽ bị biến đổi thành năng lượng nhiệt. Nếu môi trường hấp thụ là một chất khí, ví dụ như không khí, thì có thể dùng một trường điện từ để ngăn cản sự tái kết hợp của các ion, chẳng hạn như thiết đặt một hiệu điện thế giữa hai tấm điện cực chứa khí trong khe giữa hai tấm này. Hình 3.2 trình bày một hệ thống có tác dụng như vậy được gọi là một buồng ion hóa, trong đó các cặp ion sinh ra dọc theo vết đi của các hạt bêta. Nếu điện áp đặt vào đủ lớn, các ion âm sinh ra trong thể tích khí giữa hai điện cực sẽ bị hút về điện cực dương và các ion dương sẽ bị hút về điện cực âm. Sự dịch chuyển của các ion về các điện cực tương ứng sẽ tạo thành một dòng điện và vì nó tỷ lệ với cường độ của bức xạ nên các buồng ion có thể dùng như một phương tiện để đo đạc bức xạ. Nên lưu ý là, mặc dù chỉ có một số ít các cặp ion được thấy trên hình vẽ này, thực tế có hàng trăm cặp ion được sinh ra trên mỗi cm đường đi trong không khí của các hạt bêta, và có tới hàng chục nghìn cặp trong trường hợp các hạt anpha.



Hình 3.2. **Sơ đồ một hệ buồng ion hóa**

Trong những môi trường chứa nước (chẳng hạn như cơ thể con người chứa phần lớn là nước) sự ion hóa có thể dẫn đến sự phá vỡ các phân tử nước và tạo thành các hợp chất có tính chất hóa học có khả năng huỷ hoại các vật liệu sinh học. Các hiệu ứng có hại này của bức xạ trên cơ thể sống, sẽ được mô tả trong chương 4, chủ yếu là do các phản ứng hóa học như vậy.

Như đã nói ở trên, hiệu ứng ion hóa chất khí cho ta một phương thức để phát hiện bức xạ và đơn vị đo bức xạ được sử dụng rộng rãi đầu tiên, *roentgen* (đọc là rơgen), được định nghĩa dựa trên hiệu ứng ion hóa trong không khí của bức xạ tia X và γ. Đơn vị này có một số hạn chế và do vậy hai đơn vị tiếp theo, *rad* và *rem*, đã được bổ sung. Gần đây hơn, những đơn vị này được tương ứng thay bằng *gray* và *sievert* (đọc là si-vơ) trong hệ thống đơn vị đo lường SI.

Gray và sievert đã được Uỷ ban quốc tế về đo lường và đơn vị bức xạ (International Commission on Radiation Units and Measurements - ICRU) chấp thuận và được Uỷ ban quốc tế về bảo vệ bức xạ (International Commission on Radiation Protection - ICRP) sử dụng. Tuy vậy, điều không thể tránh khỏi là các đơn vị cũ hơn, *rad và rem*, vẫn tiếp tục được sử dụng trong một thời gian nữa.

3.3. LIỀU HẤP THỤ BỨC XẠ

Liều hấp thụ là một độ đo sự tích tụ năng lượng trong một môi trường vật chất bất kỳ gây bởi một loại bức xạ ion hóa bất kỳ. Đơn vị

ban đầu của liều hấp thụ là *rad* và được định nghĩa là sự tích tụ một năng lượng 0,01 J/kg.

Trong hệ thống đơn vị SI, đơn vị của liều hấp thụ được gọi là *gray* (Gy) và được định nghĩa là sự tích tụ một năng lượng 1 J/kg. Do vậy:

1 Gy = 1 J/kg = 100 rad

Khi nói đến một liều hấp thụ, điều quan trọng là phải nói thêm cả môi trường hấp thụ nữa.

3.4. LIỀU TƯƠNG ĐƯƠNG

Mặc dù liều hấp thụ là một đại lượng vật lý rất có ích, nhưng nó còn chưa phản ánh được thực tế là cùng một liều hấp thụ của các loại bức xạ khác nhau không nhất thiết gây ra cùng một mức độ phá hủy đối với một hệ sinh học nhất định. Ví dụ, người ta đã quan sát thấy 0,05 Gy (5 rad) của neutron nhanh có thể gây hại về mặt sinh học tương đương với 1 Gy (100 rad) của bức xạ gamma. Sự khác nhau về hiệu ứng sinh học của mỗi bức xạ cần được tính đến khi đánh giá liều hiệu dụng sinh học tổng cộng của các liều bức xạ khác nhau. Để làm được việc này, người ta xác định thêm *hệ số chất lượng (Q)* để phản ánh khả năng gây hại sinh học của một loại bức xạ cụ thể. Đại lượng thu được khi nhân liều hấp thụ với hệ số chất lượng được gọi là liều tương đương, đơn vị đầu tiên của nó là *rem*:

Liều tương đương (rem) = liều hấp thụ (rad) × Q

Trong hệ thống các đơn vị SI, đơn vị của liều tương đương là *sievert*, viết tắt là Sv, nó liên hệ với gray như sau:

Liều tương đương (Sv) = liều hấp thụ (Gy) × Q × N

ở đây, N là một thừa số điều chỉnh nữa để có thể tính đến các yếu tố như suất liều hấp thụ và sự phân liều hấp thụ theo thời gian. Hiện nay, ICRP gán giá trị 1 cho N. Vì 1 Gy = 100 rad nên suy ra rằng 1 Sv = 100 rem.

Giá trị của các hệ số chất lượng được tìm ra là phụ thuộc vào mật độ ion hóa gây bởi mỗi loại bức xạ. Một hạt anpha tạo ra khoảng 1 triệu cặp

ion trên 1 mm đường đi của nó trong mô, còn một hạt bêta tạo ra khoảng 10 ngàn cặp trên 1 mm. Hệ số chất lượng Q được gán giá trị là 1 cho bức xạ gamma, còn của các loại bức xạ khác thì tỷ lệ với giá trị này theo mật độ ion hóa của chúng. Bức xạ bêta gây ion hóa có mật độ tương tự như của bức xạ gamma và vì vậy hệ số chất lượng của bức xạ bêta cũng là 1. Hệ số Q của bức xạ neutron phụ thuộc vào năng lượng của neutron. Đối với neutron nhiệt Q xấp xỉ bằng 5, đối với neutron nhanh Q xấp xỉ bằng 20. Các hạt anpha và các hạt tích điện lớn khác có Q được gán giá trị 20. Giá trị Q của hầu hết các bức xạ thường gặp được tóm tắt trong Bảng 3.1.

Bảng 3.1. **Giá trị Q của các bức xạ thường gặp**

Loại bức xạ	Hệ số chất lượng, Q
Tia X, γ, và electron	1
Neutron nhiệt	5
Proton và các neutron nhanh	20
Các hạt α	20

Ví dụ. Trong một năm một công nhân nhận một liều gamma là 0,02 Gy (2 rad), một liều neutron nhiệt (N_s) là 0,002 Gy (0,2 rad) và một liều neutron nhanh (N_f) là 0,001 Gy (0,1 rad). Hỏi liều tương đương tổng cộng của công nhân đó là bao nhiêu?

Liều tương đương = liều hấp thụ × hệ số chất lượng

Liều tương đương γ = 0,02 × 1 = 0,02 Sv (2,0 rem)

Liều tương đương N_s = 0,002 × 5 = 0,01 Sv (1,0 rem)

Liều tương đương N_f = 0,001 × 20 = 0,02 Sv (2,0 rem)

....

Liều tương đương tổng cộng = 0,05 Sv (5,0 rem)

3.5. CÁC ƯỚC SỐ CỦA CÁC ĐƠN VỊ ĐO LIỀU

Trong chiếu xạ nghề nghiệp, gray và sievert là những đơn vị rất lớn. Việc sử dụng các đơn vị nhỏ thường tiện hơn, vì vậy các ước số như *milli*

(1 phần nghìn) viết tắt là *m* và *micro* (1 phần triệu) viết tắt là μ, hay được sử dụng. Như vậy,

1 Gy = 1000 mGy = 1 000 000 μGy

1 Sv = 1000 mSv = 1 000 000 μSv

1 Gy = 100 rad

1 mGy = 100 mrad

1 μGy = 0,1 mrad

1 Sv = 100 rem

1 mSv = 100 mrem

1 μSv = 0,1 mrem

3.6. SUẤT LIỀU

Gray và sievert là các đơn vị đo độ tích tụ năng lượng bức xạ trong một khoảng thời gian bất kỳ nào đó. Để kiểm soát các mối nguy hại do bức xạ, thường cần phải biết thêm tốc độ tích tụ năng lượng bức xạ đó hay suất liều bức xạ. Như vậy, nếu một người làm việc trong một vùng bị chiếu xạ trong 2 giờ và nhận một liều tương đương là 4 mSv (0,4 rem), thì *suất liều tương đương* sẽ là 2 mSv trong 1 giờ (0,2 rem/h). Tương tự như vậy, các suất liều hấp thụ được biểu thị bằng Gy/h (hay rad/h). Mối quan hệ giữa liều, suất liều, và thời gian là:

Liều = suất liều × thời gian

Ví dụ. Một người được phép nhận một liều tương đương là 0,4 mSv (40 mrem) trong một tuần, hỏi anh ta được phép làm việc bao nhiêu giờ trong một vùng có suất liều tương đương là 20 μSv/h (2 mrem/h)?

Liều = suất liều × thời gian

Thời gian = 0,4 mSv / 20 μSv/h = 20 h

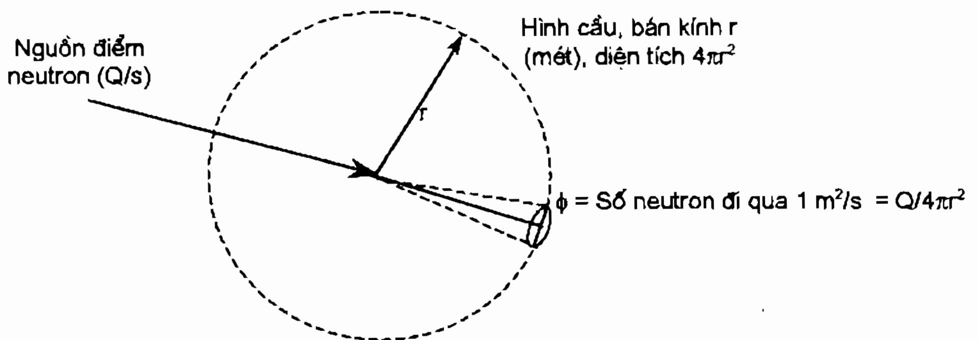
3.7. THÔNG LƯỢNG

Một trường bức xạ thường được đo bằng số lượng hạt hoặc photon đi qua một diện tích $1m^2$ trong thời gian 1 giây. Nói một cách chặt chẽ thì

đây là *suất thông lượng*, nhưng nó thường được gọi tắt là *thông lượng* (ký hiệu là Φ). Khái niệm này được minh họa tốt nhất bằng một ví dụ thực tiễn sau.

Hãy xét một nguồn điểm phát ra các neutron với tốc độ $\dot{Q}$ hạt trong 1 giây (xem Hình 3.3). Bây giờ, thông lượng ở khoảng cách r là số neutron đi qua một diện tích $1m^2$ trong 1 giây. Vì các neutron bị phát ra là đồng đều theo mọi phía, nên thông lượng ở khoảng cách r là số neutron phát ra trong 1 giây chia đều cho diện tích của mặt cầu có bán kính r. Diện tích này là $4\pi r^2$ và do vậy thông lượng Φ được xác định là:

$$\Phi = Q/4\pi r^2 \quad \text{neutron trên } 1m^2 \text{ trong } 1s\ (n/m^2s)$$



Hình 3.3. **Thông lượng từ một nguồn điểm**

Chú ý là nếu r tăng lên gấp đôi, thì r^2 tăng lên gấp bốn lần và Φ giảm đi bốn lần. Quan hệ này chính là *định luật bình phương nghịch đảo*, nó sẽ được thảo luận kỹ trong chương 8.

Ví dụ. Tính thông lượng gamma tại khoảng cách 1m từ một nguồn cobalt-60 có hoạt độ 0,1 TBq. (Cobalt-60 phát ra 2 tia gamma trong một lần phân rã.) Từ chương 2, ta đã biết rằng 0,1 TBq = 10^{11} phân rã/s, nhưng với ^{60}Co thì có tới hai lượng tử γ trong mỗi phân rã. Do vậy:

$$Q = 2 \times 10^{11} \text{ photon/s}$$

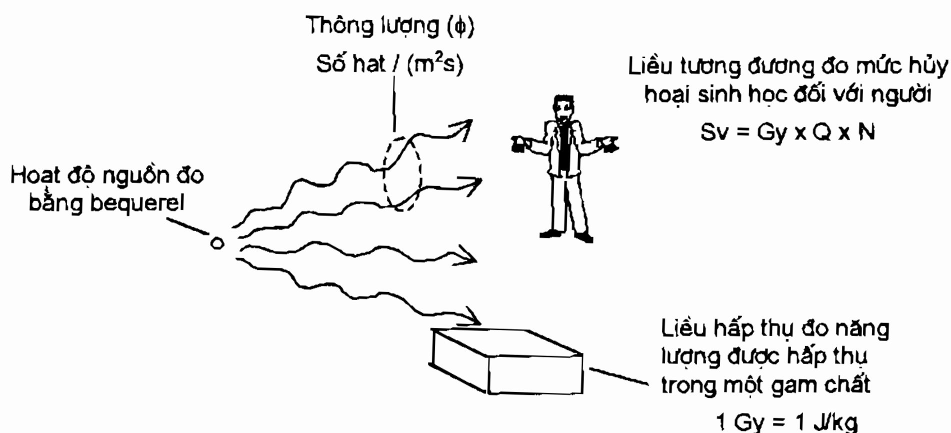
$$\Phi = Q / 4\pi r^2$$

$$= 2 \times 10^{11} / 4\pi 1^2$$

$$= 1,6 \times 10^{10} \text{ lượng tử } \gamma /(m^2 s)$$

3.8. QUAN HỆ GIỮA CÁC ĐƠN VỊ

Quan hệ giữa các đơn vị vừa được giới thiệu được minh họa trên hình 3.4.



Hình 3.4. **Mối quan hệ giữa các đơn vị**

Việc sử dụng cả 3 đơn vị - roentgen, rad, và rem - là điều không may mắn vì chúng gây lẫn lộn đối với những người mới làm quen với vật lý sức khoẻ. Trong khi mức chiếu xạ, đo bằng roentgen, có thể sử dụng chỉ để mô tả hiệu ứng của các tia X và γ trong không khí, thì rad và rem được áp dụng cho tất cả các loại bức xạ. Trong hệ đơn vị SI, gray đo liều hấp thụ trong một môi trường bất kỳ và sievert đo hiệu ứng sinh học trên cơ thể con người. Trong vật lý sức khỏe, rõ ràng là các hiệu ứng sinh học được quan tâm và do vậy liều tương đương tính bằng Sv (hoặc rem) là đơn vị nên được sử dụng bất kỳ lúc nào có thể.

Trong vật lý sức khoẻ thường ngày, thuật ngữ *liều* thường được dùng dễ dãi với nghĩa hoặc là *liều hấp thụ* hoặc là *liều tương đương*. Trong các chương sau, thuật ngữ *liều* được dùng để chỉ *liều tương đương*. Còn liều hấp thụ và liều chiếu sẽ được gọi với tên đầy đủ.

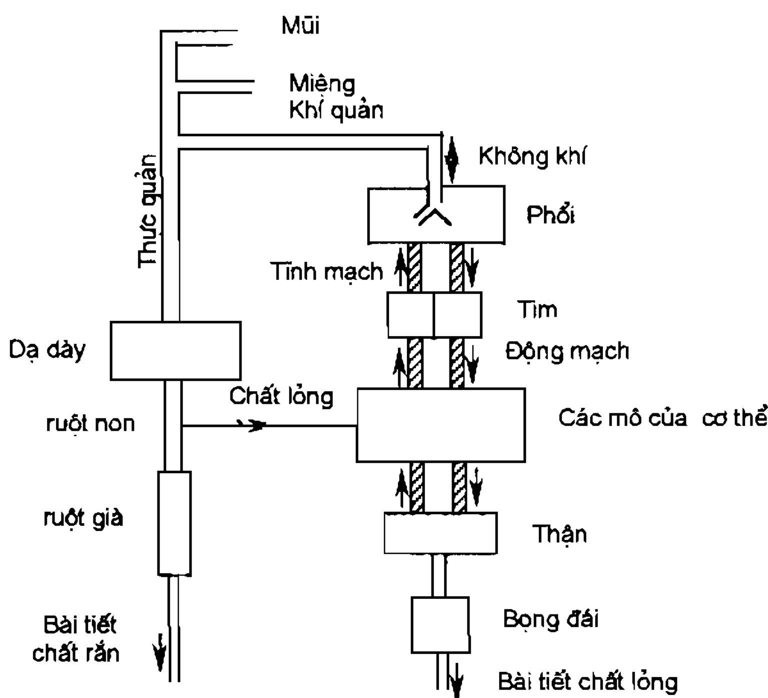
Chương 4
CÁC HIỆU ỨNG SINH HỌC CỦA BỨC XẠ

4.1. GIỚI THIỆU

Tương tác của bức xạ ion hóa với cơ thể con người, gây bởi các nguồn bức xạ *bên ngoài* cơ thể hoặc các chất phóng xạ bị nhiễm vào *bên trong* cơ thể, đều gây các hiệu ứng sinh học có thể sẽ dẫn đến các triệu chứng bệnh lý về sau. Bản chất và mức trầm trọng của những triệu chứng này cũng như thời điểm chúng xuất hiện phụ thuộc vào liều lượng và tốc độ hấp thụ bức xạ. Các thương tổn bức xạ có thể chia làm 2 loại: hiệu ứng *soma* gây thiệt hại thấy được trên chính người bị chiếu xạ, và hiệu ứng *di truyền* gây các thiệt hại chỉ thấy được trên con cái của người bị chiếu xạ do các tế bào sinh sản của cơ quan sinh dục bị bức xạ làm thương tổn.

4.2. GIỚI THIỆU VỀ SINH LÝ HỌC NGƯỜI

Môn sinh lý học nghiên cứu các chức năng của cơ thể con người về toàn thể, từng bộ phận, và các hệ thống. Những hiểu biết cơ bản về sinh lý học là rất cần thiết để hiểu được các phương thức xâm nhập và phân tán khả dĩ của các chất phóng xạ trong cơ thể. Cơ thể người có thể xem như một cỗ máy gồm các hệ thống tương hỗ khác nhau thực hiện một chức năng quan trọng nào đó. Các hệ thống thích hợp nhất để hiểu được cách thức các chất phóng xạ xâm nhập vào cơ thể là các hệ thống tuần hoàn, hô hấp, và tiêu hóa (xem hình 4.1).



Hình 4.1. **Sơ đồ sinh lý học người**

4.2.1. Hệ tuần hoàn máu

Hệ tuần hoàn máu là một mạch kín của các ống dẫn máu được bơm bởi sự hoạt động của *tim*. Máu là cơ chế vận chuyển của cơ thể và nó lưu thông đến hầu hết mọi vùng trong cơ thể để mang chất dinh dưỡng và oxigen đến cho các tế bào. Máu còn nhận lấy các chất thải và đioxit cacbon từ các tế bào rồi chuyển chúng đến các cơ quan bài tiết. Quả tim thực sự là hai cái bơm: phần bên trái bơm máu theo các *động mạch* vào các mô. Chất dinh dưỡng được truyền từ mô vào các tế bào qua chất lỏng mô. Máu sau khi đi qua các mô sẽ quay trở về phần phải của tim qua các *tĩnh mạch*. Tiếp theo, máu sẽ được bơm vào *phổi* và ở đó nó được oxi hóa trước khi quay lại phần trái của tim.

Máu trong các động mạch chứa nhiều oxigen và có màu đỏ tươi trong khi máu từ mô trở về có rất ít oxigen và có màu đỏ sẫm. Cơ thể người chứa khoảng 5 lít máu và lưu thông khoảng 1 vòng một phút. Có 3 loại tế bào máu và mỗi loại thực hiện một chức năng quan trọng:

hồng cầu, *bạch cầu*, và *tế bào đĩa*. Chức năng của các hồng cầu là vận chuyển máu và oxigen mà cơ thể đòi hỏi, còn các bạch cầu là phương tiện bảo vệ chống lại sự nhiễm trùng bằng cách tiêu diệt các vi thể. Các tế bào đĩa đóng một vai trò quan trọng trong việc hình thành các cục máu đông ở những vết thương.

4.2.2. Hệ hô hấp

Hô hấp (thở) là một phương thức để đưa oxigen vào phổi và thải đioxit cacbon (CO_2). Oxigen được hấp thụ vào máu khi nó đi qua phổi rồi được chuyển đến mô như đã mô tả ở phần trên. Các mô sinh ra CO_2 dưới dạng chất thải khí và chúng được mang qua máu trở lại phổi và được thở ra ngoài. Thể tích không khí được thở mỗi ngày là khoảng 20m^3, một nửa số đó được xem như là được hít thở trong tám giờ làm việc.

Trong quá trình thở, con người "hít" vào nhiều chất "lạ" hoặc dưới dạng khí hoặc xôn khí (các hạt hay bụi lơ lửng trong không khí). Các chất khí tự do đi vào phổi và xâm nhập vào dòng máu ở mức độ ít hay nhiều tùy thuộc vào độ hòa tan của chúng. Đối với các chất dạng hạt, chỉ một phần các chất hít vào sẽ đọng lại trong phổi, phần còn lại hoặc bị thở ra hoặc đọng lại trong đường hô hấp trên và sau đó sẽ bị nuốt vào. Động thái của các chất đọng lại trong phổi phụ thuộc chủ yếu vào độ hòa tan của nó. Các chất có độ hòa tan cao bị hấp thụ nhanh chóng vào máu, có thể chỉ trong vài giờ đồng hồ, trong khi các chất không hòa tan có thể bám vào phổi trong nhiều tháng. Như vậy, rõ ràng là hệ hô hấp là một con đường xâm nhập cho các chất phóng xạ và chúng có thể được vận chuyển bằng máu đến các bộ phận khác trong cơ thể.

4.2.3. Hệ tiêu hóa

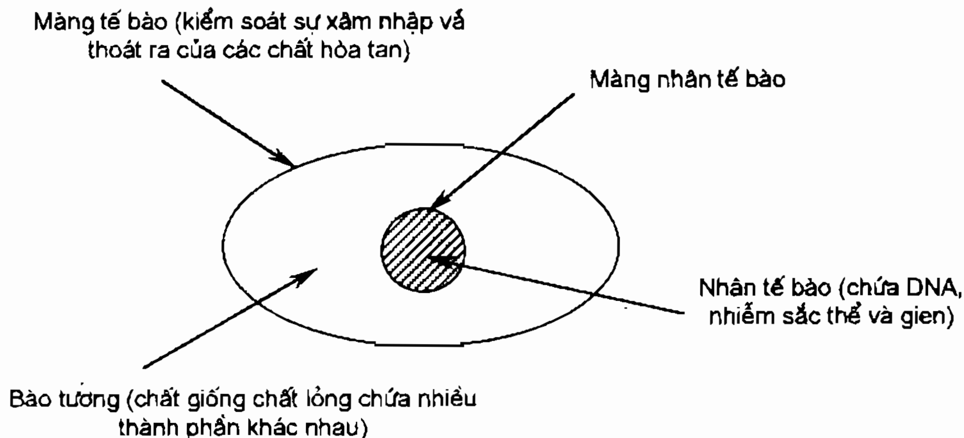
Hệ tiêu hóa gồm có thực quản, dạ dày, tá tràng, và ruột non nối liền với ruột già. Thức ăn được đưa vào bằng mồm sẽ được biến đổi thành một dạng thích hợp để tạo ra nhiệt và năng lượng, và các phân tử cần thiết cho sự tăng trưởng và sửa chữa các mô. Các phân tử lớn bị đứt gãy dưới tác dụng của các enzyme trong đường tiêu hóa trước khi bị hấp thụ

vào máu và truyền qua *gan* để vào các mô. Những thực phẩm không bị hấp thụ cùng với các vi khuẩn và tế bào bị tách ra từ thành ruột được truyền ra ngoài dưới dạng chất thải rắn (phân). Chất thải lỏng (là chất thải ra từ các tế bào và bị hòa tan trong nước) sẽ được bài tiết ra khỏi cơ thể qua *thận* và *bọng đái* dưới dạng nước tiểu.

Các chất bẩn phóng xạ hòa tan được, khi bị nuốt, có thể truyền qua đường tiêu hóa và cuối cùng xâm nhập vào máu, rồi được máu mang đến khắp các bộ phận của cơ thể. Những chất bẩn không hòa tan sẽ đi qua đường tiêu hóa rồi bị bài tiết ra ngoài qua phân. Khi đi qua cơ thể chúng sẽ chiếu xạ đường tiêu hóa và ruột già

4.3. SINH HỌC TẾ BÀO

Tất cả các cơ thể sống đều cấu tạo từ những cấu trúc rất nhỏ gọi là tế bào. Các thành phần cơ bản của tế bào gồm *nhân tế bào*, một chất lỏng bao quanh gọi là *bào tương*, và *màng tế bào* tạo thành túi bao của tế bào. Hình 4.2 trình bày một hình ảnh đơn giản hóa của một tế bào "điển hình" của cơ thể người.



Hình 4.2. **Sơ đồ cấu trúc tế bào cơ thể người**

Để đơn giản, có thể hình dung hoạt động của tế bào như sau: bào tương là "nhà máy" của tế bào, còn nhân tế bào chứa mọi thông tin cần thiết để tế bào thực hiện các chức năng của nó và tự sinh sản. Bào tương sẽ làm đứt gãy các phân tử thức ăn và biến đổi chúng thành năng lượng

và các phân tử nhỏ. Những phân tử này sau đó sẽ được kết hợp thành các phân tử phức tạp mà tế bào cần để tồn tại hoặc phân chia.

Nhân tế bào chứa các nhiễm sắc thể có dạng sợi cấu thành từ các gien. Mỗi tế bào người thường chứa 46 nhiễm sắc thể. Các gien chứa axit deoxiribonucleic (DNA), các phân tử protein và mang thông tin xác định đặc trưng của tế bào con.

Các tế bào có thể sinh sản để bù cho những tế bào bị chết. Thời gian sống của các loại tế bào cơ thể người khác nhau, và do vậy cả tốc độ sinh sản của chúng, biến thiên từ một vài giờ cho đến một năm. Sự sinh sản của tế bào diễn ra theo hai cách: *phân bào tăng nhiễm* hay còn gọi là *gián phân (mitosis)* và *phân bào giảm nhiễm (meiosis)*. Các tế bào gián phân là các tế bào bình thường trong cơ thể và khi gián phân các nhiễm sắc thể nhân đôi bằng cách tự phân đôi theo chiều dài. Tế bào gốc sau đó sẽ phân chia thành hai tế bào mới, mỗi cái giống hệt như tế bào gốc.

Phân bào giảm nhiễm là một loại phân chia đặc biệt xảy ra khi hình thành các tế bào sinh sản của cơ quan sinh dục, cụ thể là tinh trùng ở nam giới và trứng ở nữ giới. Nó xảy ra chỉ một lần trong toàn bộ chu trình sống của tế bào đó và chỉ trong các tế bào sinh sản. Trong quá trình thụ thai, một tinh trùng và một trứng hợp nhất với nhau và các nhiễm sắc thể sẽ kết hợp để tạo ra một tế bào mới chứa các gien từ mỗi tế bào bố mẹ. Phôi và tiếp theo là bào thai sẽ phát triển từ một tế bào duy nhất này - đó là trứng đã thụ tinh.

4.4. TƯƠNG TÁC CỦA BỨC XẠ VỚI TẾ BÀO

Sự khác nhau cơ bản giữa bức xạ hạt nhân và các bức xạ thông thường như nhiệt và ánh sáng là ở chỗ bức xạ hạt nhân có năng lượng đủ lớn để gây ion hóa. Sự ion hóa trong nước, thành phần cấu tạo chủ yếu của các phân tử, có thể dẫn đến những thay đổi bên trong phân tử và tạo ra các loại hợp chất gây hại cho các nhiễm sắc thể. Sự hủy hoại này thể hiện ở sự biến đổi về cấu trúc và chức năng của phân tử. Trong

cơ thể người, sự biến đổi này có thể tự biểu lộ qua các triệu chứng bệnh lý như ốm mệt do phóng xạ, đục thủy tinh thể, hoặc về lâu dài là ung thư.

Các quá trình dẫn đến sự hủy hoại do bức xạ thường phức tạp nhưng vì nhiều mục đích, có thể xem chúng xảy ra trong 4 giai đoạn như sau:

a) Giai đoạn vật lý đầu tiên, kéo dài chỉ một phần rất nhỏ của giây (10^{-16}) khi năng lượng được truyền cho tế bào và gây ion hóa. Trong nước, quá trình này được mô tả như sau:



$$H_2O \rightarrow H_2O^+ + e^-,$$

ở đây, H_2O^+ là ion dương và e^- là ion âm.

b) Giai đoạn hóa-lý, kéo dài khoảng 10^{-6} giây, trong đó các ion tương tác với các phân tử nước tạo thành một số sản phẩm mới. Ví dụ, một ion dương sẽ bị tách ra:

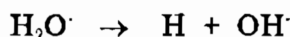


$$H_2O^+ \rightarrow H^+ + OH,$$

còn ion âm, đó là electron, sẽ gắn vào một phân tử nước trung hòa rồi lại phân tách tiếp thành:

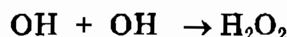


$$H_2O + e^- \rightarrow H_2O^-$$



$$H_2O^- \rightarrow H + OH^-$$

Như vậy các sản phẩm của phản ứng là H^+, OH^-, H, và OH. Hai ion đầu có hàm lượng lớn trong nước thường, không tham gia vào các phản ứng tiếp theo. Còn hai sản phẩm còn lại, H và OH, được gọi là *các gốc tự do* vì chúng có một electron không kết cặp và có hoạt tính hóa học cao. Một sản phẩm phản ứng khác là peroxit hiđrogen H_2O_2, đây là một tác nhân gây oxi hóa mạnh và tạo thành từ phản ứng:



$$OH + OH \rightarrow H_2O_2$$

c) Giai đoạn hóa học, kéo dài khoảng vài giây, trong đó các sản phẩm phản ứng tương tác với các phân tử hữu cơ quan trọng của tế bào. Các gốc tự do và các tác nhân oxi hóa có thể tấn công các phân tử phức tạp là thành phần của các nhiễm sắc thể. Ví dụ, chúng có thể tự gắn vào

một phân tử hoặc làm gẫy các liên kết trong các phân tử dạng chuỗi dài đó.

d) Giai đoạn sinh học, kéo dài từ hàng chục phút cho đến hàng chục năm tùy từng triệu chứng cụ thể. Những sự thay đổi hóa học trình bày ở trên có thể ảnh hưởng đến mỗi tế bào đơn lẻ theo các cách khác nhau. Ví dụ, chúng có thể:

(i) làm tổn thọ tế bào,

(ii) cản trở hoặc làm trễ sự phân chia tế bào, hoặc

(iii) truyền những biến đổi vĩnh viễn trong tế bào ban đầu sang các tế bào con.

Các hiệu ứng của bức xạ trên cơ thể con người là kết quả của các thương tổn trong từng tế bào đơn lẻ. Những hiệu ứng này có thể chia thành hai loại, *loại soma* và loại *di truyền*. Các hiệu ứng soma bắt nguồn từ những thương tổn trong các tế bào bình thường của cơ thể và chỉ ảnh hưởng đến người bị chiếu xạ. Các hiệu ứng di truyền thì lại do những thương tổn trong các tế bào của cơ quan sinh dục. Sự khác biệt quan trọng trong trường hợp này là những thương tổn đó có thể truyền sang cho con của người bị chiếu xạ và cả các thế hệ sau nữa.

4.5. CÁC HIỆU ỨNG SOMA CỦA BỨC XẠ

4.5.1. Các hiệu ứng sớm

Các hiệu ứng bức xạ sớm là các hiệu ứng xảy ra trong giai đoạn từ một vài giờ cho đến một vài tuần sau khi bị chiếu xạ cấp diễn, tức là sau khi chịu một liều chiếu xạ lớn trong một vài giờ hoặc ít hơn. Các hiệu ứng này xảy ra do sự suy giảm nhanh chóng số lượng tế bào trong một số cơ quan của cơ thể vì nhiều tế bào đã bị hủy diệt hoặc quá trình phân chia tế bào bị cản trở hoặc chậm lại. Các hiệu ứng xảy ra chủ yếu do tổn thương trên da, tủy xương, bộ máy tiêu hóa, hoặc cơ thần kinh tùy thuộc vào liều chiếu đã nhận. Các liều hấp thụ cấp diễn lớn hơn 1 Gy thường gây nôn mửa hoặc buồn nôn. Hiện tượng này được gọi là ốm mệt do bức xạ và xảy ra chỉ một vài giờ sau khi bị chiếu xạ gây tổn hại cho các tế

bào thành ruột. Những liều hấp thụ trên 2 Gy có thể dẫn đến tử vong trong vòng từ 10 đến 15 ngày sau khi bị chiếu xạ.

Không có một ngưỡng liều xác định mà dưới mức đó chắc chắn sẽ không có nguy cơ tử vong do chịu liều cấp diễn, mặc dù rằng dưới 1,5 Gy nguy cơ tử vong sớm có thể rất thấp. Tương tự như vậy, không có một mức xác định nào mà trên đó tử vong do chiếu xạ cấp diễn là chắc chắn xảy ra. Tuy nhiên khả năng để sống sót sau khi chịu một liều chiếu 8 Gy là rất thấp. Có thể ước đoán một cách hợp lý liều gây tử vong cho 50% đối tượng bị chiếu xạ trong vòng 30 ngày sau bị chiếu xạ. Mức liều này được gọi là LD_{50}^{30} và được cho là vào khoảng 3 Gy đối với nam giới. Với những liều trên khoảng 10 Gy, tử vong xảy ra thường do bị nhiễm trùng thứ cấp vì số lượng tế bào máu trắng, tác nhân chống lại nhiễm trùng, đã bị suy giảm. Do vậy, khoảng liều từ 3 đến 10 Gy thường được gọi là vùng *tử vong nhiễm trùng*. Trong khoảng này, cơ hội sống sót có thể tăng lên nhờ các biện pháp điều trị y tế đặc biệt, kể cả việc cách ly đối tượng trong một môi trường vô trùng và được cấy thêm tủy xương để thúc đẩy sự sản sinh ra các tế bào máu trắng.

Đối với những liều trên 10 Gy cho tới những mức liều cao hơn nhiều, thời gian sống sót giảm hẳn xuống còn từ 3 đến 5 ngày. Các liều chiếu xạ trong khoảng này làm suy giảm mạnh các tế bào thành ruột. Sự phá hủy rộng khắp xảy ra trong thành ruột và tiếp theo là sự xâm nhập mạnh mẽ của các vi khuẩn. Khoảng này được gọi là vùng *tử vong tiêu hóa*.

Ở những mức liều cao hơn, thời gian sống sót giảm xuống rất nhanh. Hiện nay có rất ít các số liệu khả dụng về cơ thể người trong vùng liều này nhưng những thí nghiệm trên động vật cho thấy rằng các triệu chứng xảy ra do hủy hoại của bức xạ đối với hệ thần kinh trung ương; vì thế khoảng liều này được gọi là vùng *tử vong CNS* (central nervous system - hệ thần kinh trung ương). Tuy nhiên, điều quan sát được là sự tử vong đó không phải đến tức thời thậm chí cả trên các động vật bị chiếu xạ với liều vượt quá 500 Gy.

Một hiệu ứng khác xuất hiện sớm sau khi bị chiếu xạ quá liều cấp diễn là hiệu ứng *ban đỏ*, đó là sự đỏ lên của da. Vì da nằm trên bề mặt cơ thể nên nó bị chiếu xạ nhiều hơn các mô khác. Điều này đặc biệt đúng với các bức xạ beta và các tia X năng lượng thấp. Một liều chiếu xạ 3 Gy của tia X năng lượng thấp sẽ gây ra ban đỏ và những liều lớn hơn có thể gây ra các triệu chứng khác như sự xuất hiện các sắc tố trên da, vết bỏng rộp và vết loét.

Một hiệu ứng sớm nữa do chiếu xạ là hiệu ứng vô sinh. Bức xạ có thể làm suy giảm quá trình phân chia tế bào trong cơ quan sản xuất tinh trùng của nam hoặc làm giảm số trứng có thể thụ tinh được trong buồng trứng của phụ nữ. Một liều cấp diễn 2 Sv trên cơ quan sinh dục nam (đã trưởng thành) có thể gây vô sinh tạm thời (mặc dù không bị bất lực) trong một vài tháng. Một liều chiếu cấp diễn 5 Sv trên cơ quan sinh dục của cả phụ nữ và nam giới có thể sẽ gây vô sinh vĩnh viễn. Tất nhiên đây chỉ là liều chiếu cục bộ vì một liều chiếu toàn thân cỡ như vậy chắc sẽ gây tử vong.

Cần nhấn mạnh là các tế bào đang trong quá trình phân chia nhanh chóng là nhạy cảm nhất với bức xạ. Trong tương hợp một bào thai đang phát triển, tất cả các tế bào đang phân chia rất nhanh và do vậy chịu nguy hiểm lớn nhất. Không có thời kỳ nào khác trong cuộc đời của một cá nhân mà liều bức xạ nhận được có tác dụng phá hoại lớn hơn nữa.

Công nghiệp năng lượng hạt nhân và việc sử dụng bức xạ trong y tế và công nghiệp gây ra các mức chiếu xạ trên cả nhân viên và dân chúng thấp hơn rất nhiều các mức chiếu xạ chắc chắn gây ra các hiệu ứng sớm. Những mức liều cao như vậy chỉ có thể xảy ra trong các tai nạn hạt nhân lớn. Tuy nhiên các mức liều thấp hơn nhiều thường xảy ra trong những công việc bình thường vẫn có thể gây ra các hiệu ứng có hại về lâu dài và chúng sẽ được thảo luận ở phần tiếp theo.

Trong phần này nên lưu ý rằng các hiệu ứng sớm được xem xét dựa trên các liều hấp thụ tính bằng gray (Gy) chứ không phải là liều tương đương tính bằng sievert (Sv). Đây thực ra là vấn đề về định nghĩa: hệ số chất lượng Q và cả khái niệm về liều tương đương được thảo luận ở

chương trước chỉ để áp dụng cho những liều chiếu xạ nằm trong các giới hạn bình thường được khuyến cáo (xem chương 6) và không áp dụng cho những mức liều có thể gây ra các hiệu ứng sớm.

4.5.2. Các hiệu ứng muộn

Điều đã trở nên rõ ràng từ những thập kỷ đầu của thế kỷ 20 là trong nhóm các nhà quang tuyến (radiologists) và bệnh nhân của họ, những người bị chiếu xạ với các mức liều cao, có tỷ lệ mắc một số loại ung thư nhất định cao hơn các nhóm không bị chiếu xạ. Gần đây, những nghiên cứu chi tiết trên nhóm dân chúng bị chiếu xạ do bom nguyên tử, nhóm bệnh nhân bị chiếu xạ do xạ trị, và các nhóm nhân viên bị chiếu xạ nghề nghiệp, đặc biệt là các công nhân mỏ urani, đã khẳng định khả năng gây bệnh ung thư của bức xạ.

Ung thư là sự phát triển áp đảo của một số loại tế bào nhất định trong cơ thể người. Người ta cho rằng ung thư có lẽ là kết quả của các thương tổn trong hệ thống điều khiển của tế bào, làm cho nó phân chia nhanh hơn các tế bào bình thường. Sự sai lệch này được truyền sang các tế bào con vì vậy số lượng vượt trội của các tế bào bất thường sẽ gây tổn hại cho các tế bào bình thường trong cơ quan đó. Việc đánh giá khả năng làm tăng nguy cơ ung thư rất phức tạp,do thời kỳ ủ bệnh thường rất khác nhau và kéo dài, khoảng từ 5 đến 30 năm hoặc lâu hơn nữa giữa thời điểm bị chiếu xạ và thời điểm xuất hiện bệnh ung thư, và do một thực tế nữa là các bệnh ung thừ gây bởi bức xạ thường không phân biệt được với các bệnh ung thư xuất hiện tự nhiên. Tuy vậy vẫn có thể đánh giá được khả năng gây ung thư bởi những mức chiếu xạ tương đối cao trong những nhóm kể trên.

Việc ngoại suy các nguy cơ gây bởi liều cao cho các mức liều thấp hơn nhiều thường gặp trong công nghiệp hạt nhân và các ngành khác có độ bất định đáng kể. Điều này không phủ nhận được sự tồn tại của một ngưỡng liều mà dưới ngưỡng đó không có nguy cơ bị bệnh ung thư do bức xạ. Tuy nhiên, cũng không thể chứng minh được điều đó và nói chung mọi người nhất trí rằng cơ sở thực tiễn duy nhất để bảo vệ bức xạ là giả

thiết bất cứ một liều nào, dù nhỏ bao nhiêu, đều nguy hiểm ở một mức độ nào đó. Điều này được ước đoán bằng ngoại suy từ độ nguy hiểm của các mức liều cao dựa trên giả thuyết quan hệ tuyến tính giữa liều và độ nguy hiểm. Vì thế, nếu nguy cơ bị ung thư tăng lên do một liều tương đương chẳng hạn như 100 mSv là 1/1000 thì nguy cơ do một liều 10 mSv sẽ là 1/10.000. Giả thuyết quan hệ tuyến tính này là cơ sở của hệ thống giới hạn liều được khuyến cáo bởi Uỷ ban quốc tế về an toàn bức xạ (ICRP) sẽ được trình bày trong chương 6.

Các nguy cơ ung thư do bức xạ trong các cơ quan khác nhau của cơ thể đang liên tục được kiểm tra lại mỗi khi các số liệu thí nghiệm mới được công bố. Một số đánh giá nguy cơ gây ung thư gây chết người (fatal), dựa trên thông báo ICRP Publication 26, được trình bày trong bảng 4.1. Các giá trị trong bảng là số ca ung thư có thể phát hiện trên một triệu người trên một mSv. Giá trị này có nghĩa là trong số một triệu người đàn ông mà mỗi người nhận một liều tương đương là 1 mSv, thì số ca ung thư do bức xạ có thể vào khoảng 10 ca, và số này sẽ xảy ra trong một khoảng thời gian là một vài thập kỷ. Trong trường hợp đối với phụ nữ, số ca ung thư gây bởi bức xạ có thể vào khoảng 15 do có thêm các nguy cơ ung thư vú. Nguy cơ ung thư tử vong trung bình trong toàn thể dân chúng có thể vào khoảng 13 ca trên một triệu người trên một mSv. Để hình dung về nguy cơ ung thư gây bởi bức xạ, cần lưu ý rằng trong một cộng đồng dân điển hình gồm một triệu người, có khoảng 2000 người bị chết vì ung thư tự nhiên hàng năm.

Giả thuyết về quan hệ tuyến tính giữa liều tương đương và nguy cơ ung thư còn có ý nghĩa là cùng một liều chiếu xạ phân tán trên những nhóm dân chúng khác nhau đều gây ra cùng một số ca ung thư do bức xạ. Như đã thảo luận trước đây, liều 1 mSv của 1 triệu người tương ứng với một liều tập thể là 1.000 người-Sv. Và một liều 0,1 mSv đối với 10 triệu người hoặc một liều 10 mSv đối với 100 000 người đều tương ứng với một liều tập thể là 1000 người-Sv, và như vậy số ca ung thư gây tử vong được dự đoán vẫn là 13 ca.

Bảng 4.1. **Nguy cơ chỉ định về ung thư gây tử vong do bức xạ**

Hiệu ứng	Mô bị nguy hiểm	Số ca / (10^6 người x mSv)	
		Nam	Nữ
Máu trắng	Tủy xương đỏ	2	2
Ung thư vú	Vú của phụ nữ	-	5
Ung thư phổi	Phổi	2	2
Ung thư tuyến giáp	Tuyến giáp	0,5	0,5
Ung thư xương	Các tế bào mặt xương	0,5	0,5
Các dạng ung thư khác	Các mô khác	5	5
Tổng cộng	Toàn cơ thể	10	15

Một hiệu ứng muộn khác có thể xảy ra do bức xạ là sự phát triển bệnh đục thủy tinh thể. Bệnh đục thủy tinh thể là hiện tượng mất độ trong suốt của thủy tinh thể của mắt, thường xuất hiện do tuổi già hoặc do mắc bệnh về trao đổi chất như bệnh đái đường. Thủy tinh thể của mắt đặc biệt ở chỗ nó không có hệ thống thay thế tế bào, vì vậy nó sẽ trở nên bị đục khi các tế bào của nó bị tổn thương. Trong trường hợp bị chiếu xạ, có vẻ như tồn tại một ngưỡng liều mà dưới đó hiệu ứng đục thủy tinh thể không diễn ra. Mức này vào cỡ 15 Sv, và như vậy bằng cách thiết lập các giới hạn liều để liều tổng cộng đối với võng mạc trong toàn bộ thời gian làm việc được duy trì ở dưới mức này, khả năng bị đục thủy tinh thể do bức xạ có thể tránh được.

Có một số bằng chứng từ các thí nghiệm trên động vật là sự chiếu xạ có thể hầu như không làm giảm tuổi thọ của các cá thể nếu chúng không biểu hiện những triệu chứng đặc trưng gây bởi phóng xạ. Các quan sát trên một tập hợp dân chúng bị chiếu xạ với liều tương đối cao đã chỉ ra rằng mức giảm tuổi thọ nếu có xảy ra thì chúng rất nhỏ, chắc chắn là nhỏ hơn 1 năm trên một sievert.

4.6. CÁC HIỆU ỨNG DI TRUYỀN DO BỨC XẠ

Các hiệu ứng di truyền do bức xạ xảy ra do các tế bào sinh sản bị tổn hại bởi bức xạ. Sự tổn hại này gồm các biến đổi chất liệu di truyền của tế bào, gọi là *những đột biến gien.*

Như đã nêu ở phần trên, quá trình sinh sản diễn ra khi trứng được thụ tinh bởi một tinh trùng và kết quả là phôi sẽ nhận được một bộ hoàn chỉnh các chất liệu gien từ mỗi cặp bố mẹ. Như vậy, mỗi phôi thai sẽ nhận được hai bộ gien bổ sung cho nhau, một bộ từ bố và một từ mẹ. Nói chung, người ta quan sát thấy hai loại gien, một là "trội" và một là "lặn". Gien trội sẽ quyết định các đặc trưng riêng đi kèm với nó cho em bé.

Các gien ẩn chỉ nhận biết được khi tình cờ hai gien loại "lặn" đi cùng với nhau. Có một số đáng kể các bệnh tật đi kèm với các gien ẩn và do vậy chúng sẽ tự xuất hiện khi cả hai bố mẹ có cùng các gien ẩn. Sự đột biến tự nhiên đã giải thích một thực tế là một phần đáng kể dân số thế giới bị mắc một trong hơn 500 các khuyết tật hoặc các bệnh gây bởi các hiệu ứng di truyền.

Bức xạ có thể gây ra các đột biến gien mà chúng khác với các đột biến xảy ra tự nhiên. Nhân đây xin lưu ý là bức xạ nhiệt và các hóa chất cũng có thể gây đột biến. Các gien bị đột biến nói chung là gien lặn và vì vậy người ta thường giả thuyết rằng các gien lặn thường có hại. Điều này không thể khẳng định chặt chẽ vì con người đã đạt được trạng thái tiên tiến hiện nay thông qua một loạt các chuỗi đột biến. Tuy nhiên, quá trình này đã xảy ra trên một khoảng thời gian cực kỳ dài và số các đột biến có hại đã bị loại khỏi một loài trong khoảng thời gian dài này là lớn đến mức không thể tính được.

Vì bức xạ ion hóa có thể làm tăng tốc độ đột biến, nên việc sử dụng chúng sẽ làm tăng số người bị bất thường về gien trong các thế hệ tương lai. Hệ quả của sự hủy hoại gien quá mức dĩ nhiên sẽ rất nghiêm trọng và do vậy cần phải kiểm soát chặt chẽ sự chiếu xạ dân chúng nói chung.

Những nguy cơ xảy ra các hiệu ứng di truyền do chiếu xạ các cơ quan sinh dục là rất không chắc chắn. ICRP đánh giá nguy cơ mắc các bệnh di truyền trầm trọng trong hai thế hệ đầu tiên tiếp theo sự chiếu xạ lên một trong hai bố mẹ là vào khoảng 10 trên một triệu người trên một mSv. Trong tất cả các thế hệ, nguy cơ này sẽ gấp hai lần giá trị đó. Rõ ràng rằng, chỉ những chiếu xạ xảy ra trong thời kỳ thụ thai có thể ảnh hưởng đến các đặc trưng gien của phôi thai, và bởi vì tuổi trung

bình của người mang thai vào khoảng 30, nên chỉ một phần liều nhận bởi một nhóm dân chúng điển hình sẽ bị hại về gien. Tổng số các nguy hại về gien trong tất cả các thế hệ, lấy trung bình trên cả hai phái và trên tất cả các tuổi, do vậy là vào khoảng 8 hiệu ứng nghiêm trọng trên một triệu cho mỗi mSv.

4.7. CÁC HIỆU ỨNG NGẪU NHIÊN VÀ HIỆU ỨNG TẤT NHIÊN DO BỨC XẠ

Trong chương này đã phân biệt giữa các hiệu ứng soma xảy ra trên các cá thể bị chiếu xạ, và các hiệu ứng di truyền xảy ra trên các thế hệ con cháu của họ. Các hiệu ứng soma được trình bày trong các nhóm hiệu ứng sớm và hiệu ứng muộn. Gần đây một cách phân loại khác đã được ICRP giới thiệu vào đầu những năm 90 để phân biệt các hiệu ứng mà xác suất xảy ra chúng phụ thuộc vào liều chiếu và các hiệu ứng mà mức độ trầm trọng của chúng liên quan tới liều. Các hiệu ứng trong nhóm đầu gọi là hiệu ứng *ngẫu nhiên* và nhóm sau gọi là các hiệu ứng *tất nhiên*.

Trong thông báo Publication 60, ICRP giải thích rằng các hiệu ứng *ngẫu nhiên* là những hiệu ứng (thường là về lâu dài) không có ngưỡng rõ rệt. Nguy cơ xảy ra một hiệu ứng do chiếu xạ tăng lên cùng với liều, nhưng mức trầm trọng của hiệu ứng đó không phụ thuộc vào độ lớn của liều. Các hiệu ứng *tất nhiên* là các hiệu ứng có một ngưỡng xác định. Mức độ trầm trọng của các hiệu ứng này tăng lên theo sự tăng của liều, nhưng nguy cơ xảy ra hiệu ứng là không tồn tại ở dưới ngưỡng và chắc chắn xảy ra ở trên ngưỡng đó. Như vậy, hiệu ứng gây bệnh ung thư là một hiệu ứng ngẫu nhiên, xác suất mắc một bệnh ung thư loại xác định gây bởi chiếu xạ phụ thuộc vào liều đã nhận. Các hiệu ứng di truyền cũng được xem là ngẫu nhiên. Các hiệu ứng bức xạ sớm là tất nhiên vì mức trầm trọng của chúng phụ thuộc vào mức liều. Tương tự, mức trầm trọng của một số hiệu ứng muộn, ví dụ như bệnh đục thủy tinh thể, phụ thuộc vào liều chiếu đã nhận và có ngưỡng, vì vậy các hiệu ứng này là tất nhiên.

Dưới đây, bảng 4.2 tóm tắt sự phân loại các hiệu ứng gây bởi chiếu xạ và bảng 4.3 tóm tắt các hiệu ứng có thể xảy ra của các mức liều cấp diễn toàn thân.

Bảng 4.2. Phân loại các hiệu ứng bức xạ

<table>
<tr><td rowspan="3">Hiệu ứng
Soma</td><td>Hiệu ứng sớm</td><td>Ban đỏ ở da
Rụng lông tóc
Giảm bạch cầu
Vô sinh</td><td rowspan="2">Hiệu ứng
tất nhiên</td></tr>
<tr><td rowspan="2">Hiệu ứng muộn</td><td>Đục thủy tinh thể
Hiệu ứng ở bào thai...</td></tr>
<tr><td>Ung thư</td><td rowspan="2">Hiệu ứng
ngẫu nhiên</td></tr>
<tr><td colspan="3">Hiệu ứng di truyền</td></tr>
</table>

Bảng 4.3. Các hiệu ứng có thể của các liều cấp diễn toàn thân

Liều cấp diễn (mGy)	Hiệu ứng
0 - 25	Không phát hiện được các hiệu ứng lâm sàng. Không chắc có thể xảy ra các hiệu ứng muộn.
250 - 1.000	Thay đổi thành phần máu nhẹ, sẽ phục hồi. Có thể gây buồn nôn. Có thể có các hiệu ứng muộn nhưng không đánh giá được xác suất.
1.000 - 2.000	Buồn nôn và mệt mỏi, có thể nôn mửa. Giảm một số loại tế bào máu và hồi phục chậm.
2.000 - 3.000	Có thể buồn nôn và nôn mửa trong ngày đầu tiên. Ủ bệnh khoảng hai tuần, tiếp theo là cảm giác khó chịu, kém ăn, tiêu chảy, sút cân nhẹ. Có thể tử vong trong vòng 2 - 6 tuần nhưng những cá nhân khoẻ nhất có thể hồi phục được.
3.000 - 6.000	Buồn nôn và nôn mửa, có thể tiêu chảy trong những giờ đầu tiên. Ủ bệnh ngắn, tiếp theo là kém ăn, khó chịu toàn thân, xuất huyết, sụt cân, nổi cục trên da, tiêu chảy, sưng họng. Một số ca tử vong ngay trong những tuần đầu, tỷ lệ tử vong tổng cộng là 50% trong số các cá nhân nhận khoảng 3,5 Sv.
> 6.000	Buồn nôn, nôn mửa, và tiêu chảy trong những giờ đầu. Ủ bệnh ngắn, tiếp theo là tiêu chảy, xuất huyết, nổi cục ở da, sưng họng, sốt vào cuối tuần đầu tiên. Sụt cân nhanh và tử vong ngay trong tuần thứ hai với tỷ lệ tử vong tổng cộng có thể tới 100% số cá nhân bị chiếu xạ.

Chương 5
CÁC NGUỒN BỨC XẠ TỰ NHIÊN VÀ NHÂN TẠO

5.1. GIỚI THIỆU

Trong suốt lịch sử, loài người vẫn luôn bị chiếu xạ từ môi trường tự nhiên. Bức xạ phông tự nhiên này gồm 3 nguồn chính - các tia vũ trụ, bức xạ địa tầng và hoạt độ phóng xạ trong cơ thể.

Không thể khẳng định được là bức xạ phông tự nhiên có hại hoặc có lợi cho sự phát triển của nhân loại. Như đã chỉ ra trong chương trước là một phần rất nhỏ , nhưng có giới hạn, các đột biến tự nhiên trong tế bào phải là có lợi vì chúng đóng góp vào sự tiến hóa của các sinh vật cao cấp hơn. Mặt khác, một phần lớn các đột biến gien dẫn đến các khuyết tật di truyền và tử vong. Rõ ràng rằng hai hiệu ứng này đạt được một sự cân bằng nào đó và loài người đã tiến hóa đến tình trạng hiện nay mặc dù bức xạ phông vẫn tồn tại, hoặc thậm chí là do có bức xạ này.

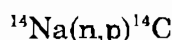
Ngoài các nguồn bức xạ tự nhiên còn có nhiều nguồn bức xạ nhân tạo được tạo ra trong thế kỷ qua. Những nguồn bức xạ nhân tạo này hiện nay đã bổ sung thêm một lượng đáng kể tổng mức chiếu xạ trên dân chúng.

5.2. CÁC TIA VŨ TRỤ

Các tia vũ trụ đến trái đất bắt nguồn từ khoảng không giữa các vì sao và từ mặt trời. Nó bao gồm một dải rất rộng các bức xạ có khả năng xuyên sâu, gây ra nhiều loại phản ứng với các nguyên tố chúng gặp phải trong khí quyển. Lớp khí quyển có tác dụng như một lá chắn và làm giảm rất nhiều lượng bức xạ vũ trụ tới được bề mặt trái đất. Tác dụng che chắn này thể hiện ở chỗ suất liều bức xạ ở mực nước biển nhỏ hơn ở

các bình độ cao. Ví dụ, suất liều trung bình ở mực nước biển ở vùng xích đạo là vào khoảng 0,2 mSv/năm (20 mrem/năm) trong khi suất liều ở bình độ 3.000 m là vào khoảng 1 mSv/năm (100 mrem/năm).

Một đồng vị phóng xạ rất quan trọng tạo thành do tương tác của neutron trong tia vũ trụ với nitrogen trong lớp khí quyển ở trên cao là cacbon-14:



$$^{14}Na(n,p)^{14}C$$

Các nguyên tử cacbon-14 có chu kỳ bán rã là 5568 năm, khuếch tán vào lớp khí quyển thấp hơn và tại đây nó có thể được kết hợp vào các cơ thể sống. Tương tự, các hàm lượng nhỏ của các đồng vị phóng xạ khác như ^{3}H (chu kỳ bán rã là 12,26 năm), ^{36}Cl (chu kỳ bán rã là $3{,}08 \times 10^{5}$ năm), và ^{41}Ca (chu kỳ bán rã là $1{,}1 \times 10^{6}$ năm) luôn có mặt trong lớp khí quyển thấp bởi các phản ứng của tia vũ trụ. Những đồng vị này kém quan trọng hơn ^{14}C.

5.3. BỨC XẠ TỪ CÁC ĐỊA TẦNG

Khi trái đất hình thành khoảng 4 tỷ năm trước đây các vật liệu cấu tạo của nó chứa nhiều đồng vị phóng xạ. Kể từ đó, tất cả các đồng vị sống ngắn đều đã phân rã hết và chỉ những đồng vị có chu kỳ bán rã dài (100 triệu năm hoặc hơn) là vẫn còn cùng với các đồng vị là sản phẩm phân rã của chúng. Hàm lượng của các nguyên tố này thay đổi đáng kể theo từng loại đá. Trong các vùng sa khoáng và đá vôi, hàm lượng này thấp hơn nhiều so với đá granite. Do vậy, suất liều gây bởi các nguồn này phụ thuộc vào từng vị trí địa lý. Ví dụ, ở nước Anh, suất liều trên cơ thể người biến thiên trong khoảng từ khoảng 0,2 đến 1,0 mSv/năm (20 đến 100 mrem/năm).

Đóng góp chủ yếu vào bức xạ phông là liều do tia gama từ các nguyên tố phóng xạ trong chuỗi urani và thori và từ ^{40}K phóng xạ.

Ba đồng vị phóng xạ tồn tại tự nhiên quan trọng nhất là ^{238}U, ^{235}U, và ^{232}U. Những đồng vị này, khi phân rã, phát ra bức xạ và tạo ra các nhân phóng xạ có chu kỳ bán rã ngắn hơn và chúng lại phân rã tiếp. Các nhân mẹ ^{238}U, ^{235}U, và ^{232}U dẫn đến ba chuỗi nhân phóng xạ khác

nhau. Ba họ nguyên tố phóng xạ nặng này có mặt trong các địa tầng của Trái đất và đóng góp nhiều mức chiếu xạ lên người. Radon-222 (^{222}Rn) là một trong các sản phẩm phân rã của chuỗi ^{238}U. Radon là một khí có thể khuếch tán ra khỏi mặt đất và hoà lẫn vào không khí. Khi radon phân rã, các con cháu của nó, không phải là chất khí, có thể bám vào các hạt bụi lơ lửng trong không khí và những hạt này có thể bị mắc vào phổi của những người hít phải không khí đó. Kết quả là phổi sẽ nhận một liều từ bức xạ bêta và anpha phát ra từ những đồng vị phóng xạ con cháu của radon.

^{232}Th là đồng vị mẹ trong họ thori. Các sản phẩm phân rã của chúng gồm khí thoron phóng xạ. Giống như radon, thoron cũng là một chất trơ về hóa học nhưng có chu kỳ bán rã ngắn hơn nhiều (54 giây), và do vậy có ít thời gian để khuếch tán khỏi địa điểm ban đầu của nó.

^{40}K (chu kỳ bán rã $1,27 \times 10^9$ năm) có rất nhiều trong tự nhiên. Có khoảng 10 kg kali trong 1 tấn sa khoáng và 35 kg kali trong 1 tấn granite. Vì thế bức xạ bêta của ^{40}K đã đóng góp chủ yếu vào nguồn nhiệt sinh bởi các chất phóng xạ trong vỏ trái đất.

Các đồng vị sống lâu khác như ^{48}Ca (chu kỳ bán rã $> 7 \times 10^8$ năm), ^{50}V (chu kỳ bán rã 4×10^{14} năm), v.v. đóng góp không đáng kể vào liều trên người vì chúng có các hàm lượng rất nhỏ trong tự nhiên.

5.4. HOẠT ĐỘ PHÓNG XẠ TRONG CƠ THỂ

Việc tiêu hóa và hít thở các đồng vị phóng xạ có mặt trong tự nhiên gây ra một liều mà chúng thay đổi đáng kể tuỳ theo vị trí, chế độ ăn, và các thói quen của từng cá thể. Kali-40 và các đồng vị phóng xạ trong chuỗi urani và thori đóng góp nhiều nhất vào liều này, một phần nhỏ là do cacbon-14 bắt nguồn từ vũ trụ. Kali-40 (^{40}K) có mặt trong tự nhiên và đóng góp vào khoảng 0,2 mSv (20 mrem) trong một năm. Liều gây ra do tiêu hóa các thức ăn chứa các vi lượng của các đồng vị trong chuỗi urani và thori là vào khoảng 0,17 mSv (17 mrem) trong một năm.

Một đóng góp đáng kể vào hoạt độ phóng xạ trong cơ thể là từ các sản phẩm phân rã dạng khí của chuỗi đồng vị phóng xạ urani và thori, là radon và thoron. Các khí này thoát ra từ đất và đá và có mặt trong

khí quyển với các nồng độ dễ dàng đo được. Chúng được con người hít vào cùng với các sản phẩm phân rã của chúng. Chúng cũng được hấp thụ bởi cây cối và động vật và kết quả là phần lớn các thực phẩm đều chứa các lượng phóng xạ có thể đo được. Trong số các thực phẩm bình thường, ngũ cốc có hàm lượng phóng xạ cao hơn còn các sản phẩm sữa, hoa quả, và rau có hàm lượng thấp hơn. Sự xâm nhập của các loại hoạt độ phóng xạ này thay đổi rất nhiều theo các chế độ ăn uống và theo cả vùng nữa.

5.5. TÓM TẮT CÁC LIỀU DO BỨC XẠ TỰ NHIÊN

Bảng 5.1 liệt kê các suất liều trung bình hàng năm điển hình do các nguồn bức xạ chính trong tự nhiên.

Các bức xạ gamma địa phương do các chuỗi phân rã của ^{238}U và ^{232}Th, và cả từ ^{40}K nữa. Một số khu vực trên thế giới có liều cao hơn các giá trị cho trong bảng trên. Ví dụ, trong các vùng cát monazite của Ấn độ và Brazil liều toàn thân hàng năm do bức xạ gamma địa phương có thể lên tới 0,12 Sv/năm (12 rem/năm).

Bảng 5.1. Các liều hàng năm trung bình điển hình do bức xạ tự nhiên

Nguồn	*Liều (μSv/năm)*
Bức xạ gamma địa phương	400
Cacbon-14	10
Radon, thoron, và các sản phẩm phân rã	800
Kali-40 trong cơ thể	200
Bức xa vũ trụ	300
Urani và thori trong cơ thể	170
Tổng cộng	1880

5.6. CÁC NGUỒN BỨC XẠ NHÂN TẠO

Các kinh nghiệm trước đây về các nguồn bức xạ nhân tạo liên quan đến các tia X và việc sử dụng radi cho mục đích khác nhau. Vào đầu năm 1896 một bức thư trên tạp chí *Nature* (của Hoa Kỳ) mô tả các hiệu ứng dùng một chùm tia X chiếu bàn tay và trong 15 năm tiếp theo còn

nhiều trường hợp nữa được báo cáo. Những trường hợp này xuất hiện trong các thí nghiệm với các thiết bị phát tia X và việc sử dụng chúng trong điều trị các bệnh khác nhau. Đến năm 1911, Hesse đã nghiên cứu lịch sử của 94 trường hợp các khối u xuất hiện trên người gây bởi tia X, trong đó 50 trường hợp rơi vào các bác sỹ X-quang.

Các nghiên cứu này cho thấy những loại thiệt hại sớm gây bởi tia X nhưng không cho thấy những chỉ định về các hiệu ứng lâu dài. Đối với một số loại thiệt hại, chẳng hạn như ung thư da, có thời gian ủ bệnh từ 20-30 năm và một số nhà quang tuyến quan sát thấy những biến đổi xấu của da đến tận 25 năm sau khi ngừng soi huỳnh quang. Đến năm 1922, người ta ước đoán rằng có hơn 100 nhà quang tuyến đã chết vì bệnh ung thư do nghề nghiệp. Tương tự, tỷ lệ chết vì bệnh ung thư máu (leukaemia) trong số các nhà quang tuyến đầu tiên được đánh giá là cao gấp khoảng 9 lần so với các bác sĩ khác.

Các nghiên cứu khác cũng cho thấy tuổi thọ trung bình của các nhà quang tuyến tiên phong bị giảm khoảng 2-3 năm so với các bác sỹ thực hành nói chung. Các kết quả thí nghiệm trên động vật về quan hệ giữa độ giảm tuổi thọ và liều chiếu xạ đã cho phép ước đoán là tổng liều mà một nhà quang tuyến trung bình trong các năm 1935-1958 phải chịu là vài Gy. Kết quả của các nghiên cứu này đã được Uỷ ban bảo vệ bức xạ quốc tế (ICRP) sử dụng để đánh giá các hệ số nguy hiểm do chiếu xạ các cơ quan và mô trong cơ thể (xem chương 6).

Trong thế kỷ này cũng đã sớm thu được các kinh nghiệm về hiệu ứng của liều chiếu trong từ các nhân đồng vị khác nhau như radi (^{226}Ra, chu lỳ bán rã là 1622 năm), mesothori (^{228}Ra, chu kỳ bán rã là 5,8 năm), thori phóng xạ (^{228}Th, chu kỳ bán rã 1,91 năm), và các sản phẩm con cháu của chúng. Ngay cả trước nữa, người ta đã nhận thấy rằng tỷ lệ ung thư phổi cao đáng kể trong số những người thợ mỏ coban Schneeberg ở vùng Saxony và mỏ urani Joachimsthal ở Bohemia. Cuối cùng, tỷ lệ ung thư cao này đã được chứng minh là do bức xạ từ các sản phẩm con cháu của urani, như là ^{226}Ra, ^{222}Rn, ^{218}Po... Những mỏ này có hàm lượng urani lớn.

Trong những năm 20 và 30 của thế kỷ hai mươi đã có những trường hợp bị chiếu radi quá liều. Một số lớn những trường hợp này là do sử dụng radi như một thứ thuốc điều trị. Nó được chỉ định cho một loạt các bệnh từ viêm khớp cho đến tâm thần!

Trường hợp bị chiếu xạ radi quá liều nghiêm trọng nhất xảy ra trong ngành công nghiệp sơn mặt đồng hồ bằng radi ở Hoa Kỳ. Phần lớn các công nhân là nữ và họ có thói quen "chấm" chổi lông vào môi của họ. Nhiều phụ nữ có thể đã nuốt phải hàng chục hoặc thậm chí hàng trăm mCi radi. Cho đến nay vẫn chưa biết chính xác bao nhiêu thợ sơn radi đó thực tế bị chết do các hiệu ứng huỷ hoại bởi bức xạ. Việc nghiên cứu những người bị chiếu xạ bởi tia X và radi vẫn đang tiếp tục nhằm cố gắng thiết lập mức độ nguy hiểm do chiếu xạ cấp diễn và trường diễn.

5.7. CÁC NGUỒN BỨC XẠ NHÂN TẠO HIỆN NAY

Bên cạnh các bức xạ phông tự nhiên, còn có một số nguồn chiếu xạ khác đối với con người mà chúng chỉ mới xuất hiện trong những thập kỷ qua. Những nguồn này gồm: bức xạ chẩn đoán (xạ chẩn), bức xạ điều trị (xạ trị), việc sử dụng các đồng vị trong y học hạt nhân, các chất thải phóng xạ, bụi lắng đọng từ các vụ thử vũ khí hạt nhân, và sự chiếu xạ do nghề nghiệp trên các lò phản ứng hạt nhân và các máy gia tốc.

Chẩn đoán bức xạ (Xạ chẩn)

Khoảng 90% tổng mức chiếu xạ dân chúng từ việc sử dụng bức xạ trong y tế được đánh giá là do sử dụng các tia X trong chẩn đoán. Các vùng quan trọng nhất trong cơ thể là tủy xương, bộ phận sinh dục, và bào thai. Tủy xương là nơi chứa các tế bào tạo máu nguyên thủy và vì vậy chiếu xạ vùng này có thể gây ra bệnh ung thư máu. Chiếu xạ cơ quan sinh dục là việc quan trọng vì có khả năng phá hủy gien. Việc chiếu xạ phụ nữ có thai nên hạn chế nghiêm ngặt vì nó có thể làm tổn hại về cơ thể hoặc tinh thần cho em bé sau này.

Điều trị bằng bức xạ (Xạ trị)

Trong hầu hết các quốc gia liều trung bình đối với dân chúng do xạ trị nhỏ hơn nhiều so với xạ chẩn. Mặc dù trong xạ trị những liều chiếu

xạ rất lớn có thể được sử dụng, nhưng chỉ có một số ít người tham gia vào việc này.

Ứng dụng các đồng vị phóng xạ

Các đồng vị phóng xạ được sử dụng trong y tế như một phương tiện đánh dấu đường đi và vị trí của các hóa chất xác định nào đó trong cơ thể. Vì các đồng vị phóng xạ đồng nhất về tính chất hóa học với các đồng vị bền của cùng một nguyên tố, nên chúng sẽ đi theo cùng một con đường và tập trung đến cùng một mức trong cơ thể như các đồng vị không phóng xạ. Sử dụng các phương pháp đếm có thể xác định được vị trí của chất phóng xạ và do vậy, của các đồng vị bình thường không phóng xạ của nguyên tố đó.

Các chất thải phóng xạ

Việc sử dụng các đồng vị phóng xạ ngày càng tăng và đặc biệt hơn là sự phát triển của công nghiệp hạt nhân làm cho lượng chất thải hạt nhân ngày càng tăng. Sự phát tán liên tục ở mức thấp và trung bình của các chất thải phóng xạ vào môi trường có nghĩa là dân chúng nói chung sẽ nhận được một liều chiếu xạ ngày càng tăng từ các nguồn này. Hiện nay, mức đóng góp vào tổng liều của dân chúng từ chất thải là rất thấp, vào khoảng 2 μSv/năm (0,2 mrem/năm), nhưng rất có thể sẽ tăng lên khi có ngày càng nhiều các nhà máy điện hạt nhân được xây dựng. Vì lý do này nên sự phát tán chất thải vào môi trường đã được kiểm soát rất chặt chẽ. Các vấn đề về cất giữ chất thải sẽ được thảo luận sau trong Phụ lục.

Bụi lắng đọng (fall-out) từ các vụ thử hạt nhân

Các đồng vị được chú ý trong bụi phóng xạ từ các vụ thử vũ khí hạt nhân tương tự như các đồng vị phát sinh từ các hoạt động của các nhà máy điện nguyên tử. Hai đồng vị quan trọng nhất là stronti-90 (^{90}Sr, chu kỳ bán rã 28,8 năm) và caesi-137 (^{137}Cs, chu kỳ bán rã 30,0 năm). Stronti-90 tập trung trong xương và caesi-137 được phân tán đều khắp trong toàn cơ thể.

Một số đồng vị phóng xạ tạo thành trong một vụ thử hạt nhân bị bắn vào tầng đối lưu (17,000-20,000 m) của khí quyển và được mang đi vài vòng quanh trái đất. Chúng dần dần rơi trở lại trái đất trong thời

gian một vài năm và gây ra một liều đáng kể có thể đánh giá được cho dân chúng trên trái đất. Liều từ các đồng vị bị bắn vào tầng đối lưu đạt đến giá trị cực đại rất nhanh sau mỗi vụ thử.

Chiếu xạ nghề nghiệp

Liều gây bởi toàn bộ hoạt động chiếu xạ nghề nghiệp, cả nghiên cứu và sản xuất, là rất nhỏ khi lấy trung bình trên toàn bộ dân chúng. Liều này được đánh giá là vào cỡ 9 μSv/năm (0,9 mrem/năm) ở nước Anh, trong đó các công nhân năng lượng nguyên tử đóng góp khoảng 40%. Phần còn lại là do việc sử dụng bức xạ trong công nghiệp và y tế.

5.8. TÓM TẮT CÁC NGUỒN BỨC XẠ NHÂN TẠO HIỆN NAY

Bảng 5.2 liệt kê liều hàng năm trung bình mà mỗi người dân nước Anh nhận từ các nguồn bức xạ nhân tạo.

Bảng 5.2. **Liều cá nhân hàng năm trung bình điển hình do bức xạ nhân tạo (lấy trung bình trên toàn bộ dân chúng nước Anh)**

Nguồn	Liều (μSv/năm)
Xạ chẩn	220
Xạ trị	30
Sử dụng đồng vị phóng xạ trong y tế	2
Chất thải phóng xạ	2
Bụi lắng từ các vụ nổ vũ khí hạt nhân	10
Chiếu xạ nghề nghiệp	9
	12
Tổng cộng:	~ 285

Chương 6
HỆ THỐNG GIỚI HẠN LIỀU BỨC XẠ

6.1. VAI TRÒ CỦA ICRP

Uỷ ban quốc tế bảo vệ bức xạ ICRP (International Commission on Radiological Protection) được thành lập bởi Hiệp hội quang tuyến học quốc tế ICR (International Congress of Radiology) vào năm 1928. Từ khi mới thành lập, ICRP đã là một tổ chức được quốc tế công nhận có trách nhiệm khuyến cáo về các mức giới hạn liều chiếu bức xạ ion hóa. Hầu hết các tiêu chuẩn của các tổ chức quốc tế và pháp quy của các quốc gia liên quan đến chiếu xạ đều dựa trên các khuyến cáo của ICRP.

Những khuyến cáo của ICRP trước đây nhằm vào việc bảo vệ chống lại các tia X. Một số khuyến cáo đầu tiên đề cập đến khoảng thời gian một công nhân nên tham gia một công việc bức xạ như sau:

(a) không quá 7 giờ/ngày

(b) không quá 5 ngày/tuần

(c) được nghỉ không dưới 1 tháng/năm

(d) trong những ngày nghỉ, cần cố gắng hết sức để ở ngoài trời.

Các liều cho phép tối đa được định nghĩa rất lỏng lẻo.

Đến năm 1950, ICRP mở rộng phạm vi khuyến cáo để đề cập nhiều vấn đề mới do việc đưa vào sử dụng các lò phản ứng hạt nhân. Các giới hạn về liều được ICRP khuyến cáo đã thay đổi đáng kể trong 5 thập kỷ qua, như tóm tắt trong bảng 6.1.

Tất cả những thay đổi đó đều dẫn việc giảm các giới hạn liều chiếu xạ nghề nghiệp. Sự giảm liên tục này không phải xuất phát từ bất cứ một bằng chứng xác thực nào về tổn hại đối với các nhân viên làm việc trong các giới hạn liều cho phép trước đây, mà xuất phát từ chính ý thức

ngày càng tăng về sự không chắc chắn của phần lớn các số liệu thực nghiệm hiện hữu và do đó nảy sinh ra nhu cầu phải thận trọng trong việc thiết lập các mức giới hạn.

Trong các khuyến cáo trước đây của ICRP thuật ngữ *liều chịu đựng được* (tiếng Anh là *tolerance dose)* được dùng để mô tả mức chiếu xạ có thể chấp nhận được. Thuật ngữ liều chịu đựng được mang một ý nghĩa không may là nó dường như ám chỉ một ngưỡng liều mà dưới mức đó không có một sự tổn hại bức xạ nào xảy ra. Trên cơ sở các bằng chứng hiện hữu không thể chứng minh được sự tồn tại của một ngưỡng liều cho một số loại tổn hại soma nhất định. Do vậy, thuật ngữ liều chịu đựng được đã được thay bằng thuật ngữ *liều cho phép cực đại* - MDP (tiếng Anh là maximum permissible dose). Đến năm 1958, ICRP đưa ra định nghĩa sau đây của MDP.

Bảng 6.1. **Lịch sử giới hạn liều cho các nhân viên làm việc với bức xạ**

Năm	Giới hạn liều cho nhân viên	Giới hạn liều cho dân chúng
1925	5.200 mSv/năm hay 0,1 liều gây ban đỏ trong một năm*	Không định cho tới năm 1952
1934	0,2 R/ngày hoặc 1 R/tuần hoặc 3.600 mSv/năm**	
1950	150 mSv/năm (15 rem/năm), hoặc xấp xỉ 3 mSv/tuần (0,3 rem/tuần)**	1952: 15 mSv/năm**
1956	50 mSv/năm (5rem/năm), hoặc xấp xỉ 1 mSv/tuần (0,1 rem/tuần)**	1959: 5 mSv/năm**
1977	50 mSv/năm**	
1991	20 mSv/năm**	1985: 1 mSv/năm**
		Hoa Kỳ: 0,25 mSv/năm Đức: 0,30 mSv/năm Anh: 1,0 mSv/năm

*) A.Mutscheller và R.M. Sievert đề nghị. Mức này tương đương với một liều chiếu là ~30 R/năm do các tia X 100 kV hoặc ~70 R/năm do các tia X 200 kV

**) Khuyến cáo của ICRP

Liều cho phép đối với một cá nhân là liều được tích lũy trong một thời gian dài hoặc trong một lần chiếu xạ đơn lẻ mà theo những hiểu biết hiện nay sẽ gây ra một xác suất bị thương tổn gien hoặc soma nghiêm trọng nhỏ không đáng kể; hơn nữa, với một liều như vậy một hiệu ứng bất kỳ xảy ra thường xuyên hơn được hạn chế đến một mức nhỏ đến nỗi mà nó không thể bị coi là không chấp nhận được bởi cá nhân bị chiếu xạ đó và các cơ quan y tế có thẩm quyền. Một thương tổn soma nghiêm trọng bất kỳ (ví dụ, ung thư máu) có thể gây bởi chiéu xạ các cá nhân đến mức liều cho phép chắc sẽ được hạn chế trong một phần rất nhỏ của nhóm bị chiếu xạ đó; các hiệu ứng như tổn thọ, mà chúng được dự đoán xảy ra thường xuyên hơn, chắc sẽ rất nhỏ và có thể bị che khuất bởi những biến thái sinh học bình thường. Do vậy, các liều được dự đoán là gây ra các hiệu ứng mà chúng chỉ có thể phát hiện được bằng các phương pháp thống kê áp dụng cho các nhóm lớn.

Từ năm 1977 trong khuyến cáo ICRP Publication 26 ICRP không còn dùng thuật ngữ *liều cho phép lớn nhất* nữa. Thay vào đó, Uỷ ban giới thiệu một hệ thống các giới hạn liều bao quát hơn, những nét chính của nó được tóm tắt như sau:

(a) Không một công việc nào dẫn đến việc chiếu xạ được chấp nhận trừ khi việc tiến hành công việc đó đem lại một lợi nhuận ròng.

(b) Ngoài ra, tất cả các chiếu xạ phải được giữ thấp ở mức có thể đạt được một cách hợp lý, với các yếu tố kinh tế và xã hội được tính đến.

(c) Liều tương đương của mỗi cá nhân phải không được vượt quá các giới hạn được ICRP khuyến cáo cho các hoàn cảnh thích hợp.

Rõ ràng là điều nhấn mạnh bây giờ được đặt vào việc đảm bảo tất cả các chiếu xạ phải duy trì ở mức thấp có thể đạt được một cách hợp lý với giới hạn liều tương đương như một “điểm dừng” cuối cùng. Trong phần sau sẽ thảo luận các chi tiết của khuyến cáo gần đây nhất trong ICRP Publication 60, năm 1991 của ICRP. Các khuyến cáo này hiện nay đã được nhiều quốc gia và tổ chức quốc tế áp dụng và cũng là cơ sở để xây dựng các tiêu chuẩn an toàn bức xạ hiện nay ở Việt Nam.

6.2. CÁC KHUYẾN CÁO CỦA ICRP PUBLICATION 60, 1991

Trong tuyên bố Publication 60, ICRP phân biệt giữa hai hiệu ứng khác nhau có thể gây bởi bức xạ ion hóa và đưa ra các khuyến cáo về hệ thống liều giới hạn áp dụng để kiểm soát việc sử dụng bức xạ ion hóa.

6.2.1. Các hiệu ứng bức xạ

Với mục đích bảo vệ bức xạ, hiệu ứng sức khoẻ của bức xạ ion hóa được chia làm 2 loại: các hiệu ứng tất nhiên và các hiệu ứng ngẫu nhiên.

Các *hiệu ứng ngẫu nhiên* là các hiệu ứng mà xác suất xảy ra, chứ không phải mức trầm trọng của chúng, được xem là một hàm của liều, không có ngưỡng. Hiệu ứng soma ngẫu nhiên quan trọng nhất là hiệu ứng gây bệnh ung thư, có nguy cơ xảy ra tăng lên nhanh chóng theo độ tăng của liều đã nhận và không có ngưỡng. Tương tự, ở những mức liều được chú ý trong bảo vệ bức xạ, các hiệu ứng gien cũng được xem là ngẫu nhiên.

Các *hiệu ứng tất nhiên* là các hiệu ứng mà mức trầm trọng của chúng tăng lên theo liều, và có một ngưỡng liều cho mỗi hiệu ứng mà trên ngưỡng đó hiệu ứng này chắc chắn xảy ra. Các ví dụ về tổn hại tất nhiên gồm bệnh đục nhân mắt, sự huỷ hoại các mạch máu và làm mất khả năng sinh sản. Mức trầm trọng của các hiệu ứng này thay đổi theo độ lớn của liều đã nhận nhưng chúng không thể phát hiện được trừ khi một mức liều khá cao liều bị vượt quá.

6.2.2. Các trọng số nguy hại

Các trọng số nguy hại dùng trong ICRP Publication 26 phần lớn dựa trên các mức nguy hại trên một đơn vị liều được đánh giá dựa trên các số liệu dịch tễ khả dụng vào giữa những năm 1970 từ việc nghiên cứu các nạn nhân của vụ nổ bom nguyên tử ở Hiroshima và Nagasaki còn sống sót đến giữa những năm 1960. Giai đoạn nghiên cứu tiếp theo chủ yếu trên cùng nhóm người đó vào năm 1986 đã cung cấp các kết quả đánh giá đáng tin cậy hơn về các trọng số nguy hại này vì thời gian theo dõi dài hơn và việc đánh giá liều do nổ bom được hoàn thiện hơn. Những

kết quả này làm tăng mức nguy hại được đánh giá trên một đơn vị liều lên khoảng 3 lần. Kết quả nghiên cứu này đã được các tổ chức quốc tế có trách nhiệm kiểm tra và xác nhận (Liên Hợp Quốc vào năm 1988 và Hoa kỳ vào năm 1990).

ICRP Publication 26 chấp nhận các trọng số nguy hại chủ yếu dựa trên xác suất tử vong do ung thư gây bởi bức xạ thì ICRP Publication 60 sử dụng một phương pháp tinh tế hơn để đánh giá các mức thiệt hại do bức xạ, mà nó tính đến không chỉ xác suất tử vong tính trong cả đời, mà cả các yếu tố như sự giảm thọ, bệnh tật do bị ung thư không gây tử vong và các hiệu ứng di truyền. Hơn nữa các bằng chứng nghiên cứu ủng hộ giả thiết là mức thiệt hại còn phụ thuộc vào suất liều phải chịu trở nên chắc chắn hơn

6.2.3. Hệ thống liều giới hạn

Mục tiêu của việc bảo vệ bức xạ, theo ICRP, là nhằm ngăn ngừa các hiệu ứng tất nhiên và hạn chế xác suất xảy ra các hiệu ứng ngẫu nhiên đến mức thấp hơn nhiều mức nguy cơ khác trong đời sống hàng ngày. Mục tiêu này đạt được bằng cách:

(a) Thiết lập các giới hạn liều tương đương ở các mức đủ thấp để đảm bảo rằng một ngưỡng liều bất kỳ nào bị vượt quá, ngay cả những liều chiếu xạ tiếp theo trong suốt cuộc đời của một cá thể - đây là nhằm *ngăn ngừa các hiệu ứng tất nhiên*;

(b) Đảm bảo tối ưu hóa việc bảo vệ bức xạ, về ý tưởng giống như nguyên lý ALARA trong Publicaton 26 của ICRP, nghĩa là cần duy trì các mức chiếu xạ ở mức thấp nhất có thể đạt được một cách hợp lý, với các yếu tố kinh tế và xã hội được tính đến; và phải luôn tuân theo điều kiện biên là các giới hạn liều tương đương thích hợp sẽ không bị vượt qua - đây là nhằm *hạn chế các hiệu ứng ngẫu nhiên*.

Liều giới hạn có ý nghĩa là biên dưới của vùng không chấp nhận được và là biên trên của vùng chịu đựng được. Vì thế ICRP không khuyến khích làm việc thường xuyên ở mức gần sát các giới hạn liều,

vùng gần mức liều giới hạn được coi là vùng chịu đựng được hay vùng tạm chấp nhận trong những điều kiện nhất định và không nên kéo dài quá lâu.

ICRP phân ra 3 loại chiếu xạ chủ yếu cần kiểm soát là:

(a) *Chiếu xạ nghề nghiệp*: áp dụng cho các nhân viên bức xạ (nghĩa là những người trực tiếp làm việc với bức xạ thường xuyên)

(b) *Chiếu xạ y tế*: chỉ áp dụng cho bệnh nhân phải chẩn đoán và điều trị bằng bức xạ.

(c) *Chiếu xạ dân thường*: áp dụng cho dân chúng bị tác động gián tiếp của các nguồn bức xạ nhân tạo (kể cả nhân viên bức xạ ngoài giờ làm việc với bức xạ).

Chiếu xạ từ các nguồn tự nhiên không được tính vào 3 loại chiếu xạ nói trên. Liều giới hạn bao gồm cả liều chiếu xạ trong và chiếu xạ ngoài. Liều giới hạn chỉ áp dụng cho chiếu xạ nghề nghiệp và chiếu xạ dân thường và sẽ được trình bày trong phần tiếp theo. Còn chiếu xạ y tế theo yêu cầu chẩn đoán và điều trị bệnh, không quy định giới hạn cho bệnh nhân nhưng nguyên tắc là việc chỉ định liều phải hợp lý và tối ưu hóa. Nhân viên y tế làm công việc bức xạ được xếp vào nhóm chiếu xạ nghề nghiệp.

6.2.4. Liều hiệu dụng tương đương và trọng số mô

ICRP đưa ra các giới hạn liều áp dụng cho liều tương đương (tiếng Anh là dose equivalent) và liều tương đương hiệu dụng (tiếng Anh là effective equivalent dose) trên cơ thể. Đại lượng liều tương đương đã được giới thiệu trong chương 3. Trước khi trình bày các giới hạn liều ICRP khuyến cáo, sau đây sẽ giới thiệu khái niệm về liều tương đương hiệu dụng và trọng số mô (tissue weighting factor) liên quan đến nó.

Cùng một loại bức xạ có thể gây ra những mức độ tổn hại khác nhau trên các cơ quan khác nhau. Vì vậy, *trọng số mô* của mỗi cơ quan được đánh giá để phản ánh mức độ tổn hại so sánh do chiếu xạ trên cơ quan đó so với toàn thân là 1,0. Hơn nữa, đại lượng *liều tương đương hiệu dụng H* được định nghĩa là tổng của các liều tương đương trên từng cơ

quan nhân với trọng số mô của cơ quan tương ứng để đánh giá tổng mức tổn hại của bức xạ đối với cơ thể. Như vậy,

$$H = \sum_T w_T H_T$$

Ở đây w_T là trọng số của mô T và H_T là liều tương đương trên mô T. Đơn vị của liều tương đương hiệu dụng là sievert (Sv).

Các trọng số mô được cho trong bảng 6.2.

***Bảng 6.2.* Các trọng số mô**

Mô	w_T
Cơ quan sinh dục	0,20
Tủy xương đỏ	0,12
Ruột già	0,12
Phổi	0,12
Dạ dày	0,12
Bọng đái	0,05
Vú	0,05
Gan	0,05
Thực quản	0,05
Tuyến giáp	0,05
Da	0,01
Mặt xương	0,01
Các phần còn lại	0,05
Tổng cộng toàn thân	1,0

6.3. CÁC GIỚI HẠN LIỀU TƯƠNG ĐƯƠNG KHUYẾN CÁO CHO NHÂN VIÊN BỨC XẠ

Liều của nhân viên bức xạ được khuyến cáo không được vượt quá các giới hạn sau:

(a) liều tương đương hiệu dụng 20 mSv/năm tính trung bình trong 5 năm liên tiếp;

(b) liều tương đương hiệu dụng 50 mSv trong một năm bất kỳ;

(c) liều tương đương trên võng mạc mắt 150 mSv/năm; và

(d) liều tương đương trên tay, chân, hoặc da 500 mSv/năm.

Đối với những người học nghề từ 16 đến 18 tuổi bị chiếu xạ khi được huấn luyện và các sinh viên tuổi từ 16 đến 18 cần phải sử dụng các nguồn bức xạ trong quá trình học tập, thì các liều giới hạn sau được khuyến cáo không được vượt quá:

(a) liều tương đương hiệu dụng 6 mSv/năm;

(b) liều tương đương trên võng mạc mắt 50 mSv/năm; và

(c) liều tương đương trên tay, chân, hoặc da 150 mSv/năm.

Lưu ý: Các giới hạn liều tương đương trên da áp dụng cho liều trung bình trên 1 cm^2 của vùng da bị chiếu xạ cao nhất. Liều trên da cũng đóng góp vào liều tương đương hiệu dụng, phần đóng góp này là liều trung bình trên toàn bộ da nhân với trọng số mô của da.

Giới hạn hàng năm của liều hiệu dụng là 20 mSv (2 rem) và như vậy trong một năm:

$$\Sigma_T w_T H_T \leq 20 \text{ mSv (2 rem)}$$

Ví dụ 1. Tính liều tương đương cho phép đối với tuyến giáp của một nhân viên trong một năm người đó bị chiếu xạ không đồng đều trên toàn thân, phổi, và tuyến giáp. Trong năm đó người này nhận một liều tương đương là 10 mSv (1,0 rem) cho toàn thân và 50 mSv (5 rem) cho phổi.

Sử dụng công thức trọng số:

$$\Sigma_T w_T H_T \leq 20 \text{ mSv (2 rem)}$$

$$w(\text{toàn thân}) \times H(\text{toàn thân}) + w(\text{phổi}) \times H(\text{phổi}) + w(\text{tuyến giáp}) \times \times H(\text{tuyến giáp}) \leq 20 \text{ mSv (2 rem)}$$

Do vậy,

$1,0 \times 10$ mSv $+ 0,12 \times 50$ mSv $+ 0,05 \times H_{\text{tuyến giáp}} = 20$ mSv, trong giới hạn $H_{\text{tuyến giáp}} = 80$ mSv

Như vậy, nhân viên đó được phép nhận một liều tương đương lên đến 80 mSv (8 rem) cho tuyến giáp trong năm đang tính.

Ví dụ 2. Sử dụng các trọng số mô trong bảng 6.2, tính toán liều (tương đương) giới hạn cho mỗi cơ quan sau đây, giả sử rằng mỗi cơ quan bị chiếu xạ hoàn toàn riêng rẽ: cơ quan sinh dục, tuyến giáp, và bề mặt xương.

Đối với bộ phận sinh dục w_T = 0,20, do vậy

liều giới hạn hàng năm = 20 / 0,20 = 100 mSv (10 rem)

Đối với tuyến giáp w_T = 0,05, do vậy

liều giới hạn hàng năm = 20 / 0,05 = 400 mSv (40 rem)

Đối với mặt xương w_T = 0,01, do vậy

liều giới hạn hàng năm = 20 / 0,01 = 2.000 mSv (200 rem)

Lưu ý: Các liều giới hạn trên nhằm hạn chế các hiệu ứng ngẫu nhiên. Đối với tất cả các cơ quan và các mô còn có một giới hạn phụ nữa là liều tương đương hàng năm trên mỗi cơ quan hoặc mô không được vượt quá 500 mSv (hoặc 150 mSv đối với võng mạc) nhằm ngăn ngừa các hiệu ứng tất nhiên. Như vậy, trong khi giới hạn liều tương đương hằng năm cho cơ quan sinh dục là liều giới hạn cho các hiệu ứng ngẫu nhiên cỡ 80 mSv, thì giới hạn liều tương đương hàng năm cho mặt xương lại là giới hạn cho các hiệu ứng tất nhiên 500 mSv.

ICRP nhấn mạnh khi áp dụng hệ thống giới hạn liều này là tất cả mọi sự chiếu xạ không cần thiết đều phải tránh. Hơn nữa, phải nhấn mạnh đặc biệt đến thực tế là chỉ một số ít nhân viên có thể nhận một liều tương đương hàng năm gần với giới hạn đã khuyến cáo và ý nghĩa của việc phân bổ liều bức xạ trong một năm làm việc bình thường. Kinh nghiệm cho thấy rằng trong nhiều ngành công nghiệp việc phân bổ liều thường được tiến hành để một nhân viên bình thường nhận một liều tương đương toàn thân hàng năm vào thấp hơn nhiều liều giới hạn, chẳng hạn như khoảng 2 mSv (200 mrem). Sử dụng các trọng số nguy hiểm (risk factors) được trích dẫn trong Publication 60 điều này có nghĩa là nguy cơ tử vong trung bình trong các nghề nghiệp bức xạ tương đương với nguy cơ tử vong trung bình trong các ngành công nghiệp khác thường được xem là "an toàn".

6.4. CÁC GIỚI HẠN LIỀU KHUYẾN CÁO CHO DÂN CHÚNG

ICRP đưa ra một khuyến cáo về giới hạn liều cho dân chúng, trong đó nhấn mạnh rằng các liều trung bình được đánh giá cho các nhóm dân

chúng trọng yếu gây bởi các công việc bức xạ không được vượt quá các giới hạn sau:

(a) liều tương đương hiệu dụng 1 mSv/năm;

(b) trong các tình huống đặc biệt, liều tương đương hiệu dụng lên tới 5 mSv trong một năm riêng lẻ với điều kiện liều trung bình trong 5 năm liên tiếp không vượt quá 1 mSv/năm;

(c) liều tương đương trên võng mạc 15 mSv/năm; và

(d) liều tương đương trên da 50 mSv/năm.

Các giới hạn liều trên không áp dụng cho những người chăm sóc bệnh nhân, nghĩa là những người biết họ bị chiếu xạ nhưng tình nguyện giúp đỡ chăm sóc bệnh nhân đang được chẩn đoán hoặc điều trị bằng bức xạ (nhưng không phải là nghề nghiệp hoặc được thuê làm việc đó), hoặc những khách thăm những bệnh nhân này. Tuy nhiên, liều của những người này cần được kiềm chế để không vượt quá 5 mSv trong thời kỳ chẩn bệnh hoặc điều trị của một bệnh nhân. Liều của trẻ em thăm bệnh nhân đang mang các chất phóng xạ cũng phải kiềm chế tương tự ở mức nhỏ hơn 1 mSv.

6.5. CHIẾU XẠ ĐẶC BIỆT CÓ ĐỊNH TRƯỚC

ICRP nhận thấy rằng có thể thỉnh thoảng xảy ra một số tình thế trong các quá trình hoạt động bình thường, khi đó cần phải cho phép một số nhân viên nhận những liều vượt quá các giới hạn được khuyến cáo. Trong những hoàn cảnh như vậy, khi không có biện pháp hoặc phương tiện nào thực tế có thể thay thế, các chiếu xạ bên ngoài hoặc sự xâm nhập của các chất phóng xạ có thể được cho phép với điều kiện liều tương đương hiệu dụng phải chịu sẽ không vượt quá:

(a) hai lần giới hạn liều hàng năm thích hợp (nghĩa là, 40 mSv cho toàn thân) trong một sự cố đơn lẻ bất kỳ; hoặc

(b) nặm lần giới hạn này (nghĩa là, 100 mSv cho toàn thân) trong cả đời.

Các chiếu xạ đặc biệt có định trước không được phép áp dụng cho các nhân viên trước đấy đã chịu các chiếu xạ bất thường vượt quá năm lần giới hạn hàng năm thích hợp (relevant), hoặc đối với phụ nữ đang trong tuổi sinh sản.

6.6. CÁC CHIẾU XẠ BẤT THƯỜNG TRONG TÌNH THẾ KHẨN CẤP HOẶC TAI NẠN

Rõ ràng là không thể quy định một giới hạn liều khả dụng nào cho các tai nạn chiếu xạ. ICRP tuyên bố rằng không thể khuyến cáo *các mức can thiệp* thích đáng cho tất cả các trường hợp. Các mức này phải do các cơ quan thẩm quyền quốc gia quy định.

Để giảm liều và nguy cơ cho các nhân viên và dân chúng nói chung sau một tai nạn thất thoát chất phóng xạ cần phải xây dựng sẵn các kế hoạch khẩn cấp chi tiết và cần tập dượt kỹ càng. Kế hoạch khẩn cấp nhằm ba mục đích sau:

(a) để hạn chế chiếu xạ đến mức thấp nhất có thể đạt được một cách hợp lý, và đặc biệt là cố gắng tránh các chiếu xạ gây liều vượt quá các giới hạn liều;

(b) để đưa tình thế đó trở lại kiểm soát được;

(d) thu thập các thông tin cho việc đánh giá nguyên nhân và hậu quả của tai nạn sau này.

Trong một tình thế khẩn cấp, những người tình nguyện có thể được phép nhận các liều lớn vì mục đích cứu mạng sống hoặc ngăn ngừa các thương vong nghiêm trọng, hoặc để hạn chế đáng kể mức độ trầm trọng của tai nạn đó. Khó có thể quy định được các giới hạn để bao trùm hết mọi sự kiện như vậy vì rằng mỗi một tình thế là duy nhất. Tuy vậy, có thể một vài người tình nguyện sẽ bị chiếu xạ vượt quá các các giới hạn áp dụng cho chiếu xạ đặc biệt có định trước, đặc biệt là khi liên quan đến việc cứu mạng. Khi các hoạt động cứu chữa đang được tiến hành, thì có thể không thể tuân thủ được các giới hạn liều đã quy định. Mỗi một tình thế phải được đánh giá bởi một hoặc những người có thẩm quyền, và một quyết định sẽ được đưa ra dựa trên đánh giá này.

Có thể chấp nhận một liều toàn thân lên đến 1 Gy (100 rad) khi để cứu mạng. Nếu hoạt động đó đòi hỏi phải chịu một liều vượt quá mức trên, thì các nguy cơ và kết quả có thể của hoạt động đó phải được đánh giá rất cẩn thận. Một điểm xem xét quan trọng là độ chính xác của thông tin về các suất liều trong vùng tai nạn; điểm thứ hai là tình trạng của những người bị thương và khả năng sống sót của họ. Ví dụ, nếu suất liều được đánh giá thấp hơn thực tế hai lần, thì một người cứu hộ có thể vô tình chịu một liều đủ lớn gây ra các hiệu ứng soma sớm trầm trọng.

Về liều chiếu xạ dân chúng sau một tai nạn, ICRP cho rằng ICRP không thể định ra các mức can thiệp có thể áp dụng được mà đó là trách nhiệm của các cơ quan thẩm quyền quốc gia thích hợp. Tất cả các biện pháp đối phó đều có thể được áp dụng để giảm liều chiếu xạ dân chúng sau khi một tai nạn thất thoát chất phóng xạ xảy ra và gây ra các thiệt hại cho những người bị ảnh hưởng. Vì vậy quyết định thực hiện các biện pháp đối phó phải dựa trên một sự cân bằng giữa các thiệt hại mà tai nạn gây ra và mức độ giảm liều mà biện pháp đối phó có thể đạt được.

Tuy nhiên, ICRP cho rằng có thể thiết lập các mức mà dưới chúng các biện pháp can thiệp nói chung được xem là có thể luận chứng được. Các mức can thiệp và các mức dẫn suất của chúng có thể được đặt trong các kế hoạch khẩn cấp để hướng dẫn hoặc trình bày các biện pháp sẵn sàng đối phó khác nhau. Điều được nhấn mạnh là kế hoạch khẩn cấp đó phải đủ linh hoạt để cho phép ứng phó với tình thế tai nạn thực tế. Đặc biệt, các mức can thiệp không nên áp dụng theo kiểu tự động mà cần được đánh giá lại dưới ánh sáng của các thông tin thu được cho đến thời điểm can thiệp.

6.7. VAI TRÒ CỦA CÁC TỔ CHỨC QUỐC TẾ KHÁC

Ngoài ICRP, còn một số Tổ chức quốc tế khác có vai trò trong việc thiết lập các tiêu chuẩn an toàn bức xạ, chẳng hạn như Tổ chức năng lượng nguyên tử quốc tế IAEA (International Atomic Energy Agency), Tổ chức lao động quốc tế ILO (International Labour Organization), Uỷ ban quốc tế về đơn vị và đo lường bức xạ ICRU (International Commission on Radiological Units and Measurements)...

IAEA là một tổ chức chuyên trách của Liên hợp quốc được thành lập năm 1956 để thúc đẩy việc sử dụng năng lượng nguyên tử vào mục đích hoà bình. IAEA luôn dựa trên các khuyến cáo của ICRP để thiết lập các tiêu chuẩn an toàn và bảo vệ bức xạ áp dụng cho các hoạt động của IAEA và các hoạt động tại các quốc gia thành viên được IAEA tài trợ và giúp đỡ. Bộ tiêu chuẩn an toàn bức xạ được công bố gần đây nhất trong IAEA's Safety Series 115, 1996, gọi tắt là IAEA's BSS 1996, của IAEA cùng với 5 Tổ chức quốc tế khác là FAO, ILO, OECD/NEA, PAHO, WHO được xây dựng trên cơ sở các khuyến cáo mới nhất của ICRP trong Publication 60, 1991.

Việt Nam là quốc gia thành viên của Liên hợp quốc và IAEA, hiện nay đang xây dựng hệ thống pháp quy và các tiêu chuẩn về an toàn bức xạ và hạt nhân. Các tiêu chuẩn này cũng chủ yếu dựa trên các các khuyến cáo mới nhất của ICRP và của IAEA. Nội dung của chúng sẽ được trình bày trong phần Phụ lục.

Chương 7
CÁC PHƯƠNG PHÁP PHÁT HIỆN VÀ GHI ĐO BỨC XẠ

7.1. NGUYÊN TẮC CHUNG

Cơ thể người không cảm nhận được các bức xạ ion hóa. Có thể đó là lý do chính gây nên nỗi sợ hãi đối với bức xạ. Con người phải phụ thuộc vào các thiết bị phát hiện dựa trên các hiệu ứng hóa học hoặc vật lý của bức xạ khi tương tác với vật chất. Các hiệu ứng này bao gồm:

(a) sự ion hóa trong chất khí;

(b) sự ion hóa và kích thích trong một số chất rắn;

(c) làm thay đổi các liên kết hóa học;

(d) kích hoạt bởi các nơtrôn.

Đa số các thiết bị phát hiện và đo bức xạ dùng trong vật lý sức khỏe sử dụng các detectơ (đầu dò) dựa trên hiệu ứng ion hóa chất khí. Ngoài ra còn có các detectơ sử dụng các chất rắn dựa trên các hiệu ứng tăng độ dẫn điện; gây kích thích như nhấp nháy, nhiệt huỳnh quang; và hiệu ứng quang ảnh. Các detectơ dựa vào những hiệu ứng thay đổi hóa học cũng được sử dụng nhưng chúng không được nhạy. Phương pháp phát hiện nơtrôn dựa vào các phản ứng kích hoạt gây bởi nơtrôn.

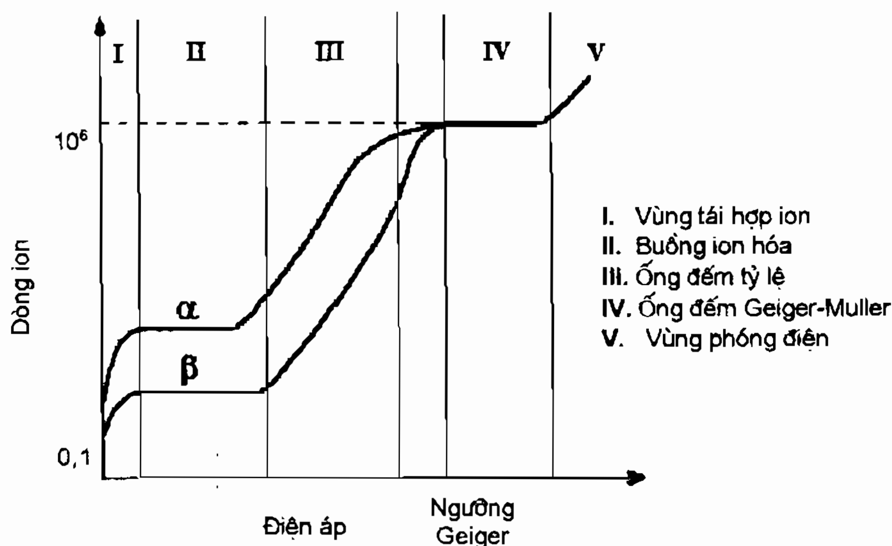
Trong chương này sẽ mô tả các nguyên lý cơ bản của các hệ ghi đo bức xạ thường được sử dụng trong vật lý sức khỏe thực hành. Ứng dụng của chúng trong các phép đo cụ thể được trình bày trong các chương sau.

7.2. CÁC DETECTƠ ION HÓA CHẤT KHÍ

Các detectơ ion hóa chất khí có cấu tạo gồm hai điện cực catốt (điện cực âm) và anốt (điện cực dương) đặt trong một thể tích kín chứa đầy

một chất khí. Hình dạng của các điện cực có thể là các tấm phẳng hoặc một ống trụ làm catốt và một sợi kim loại làm anốt. Tương tác của các hạt mang điện có vận tốc lớn đi qua sẽ gây kích thích và ion hóa các phân tử khí như đã trình bày trong chương 3 và dẫn đến sự hình thành các *cặp ion* gồm một *ion âm* (điện tử) và một *ion dương*. Điện áp trên hai điện cực sẽ làm các ion âm bị hút về điện cực dương và các ion dương bị hút về điện cực âm. Đo dòng điện ion này sẽ có thể suy ra được số hạt bức xạ, mức liều, hoặc năng lượng của bức xạ tuỳ thuộc cách thiết kế hệ thống đo.

Điện áp đặt giữa hai điện cực cũng ảnh hưởng rất lớn đến quá trình ion hóa trong chất khí đó và do vậy quyết định chế độ làm việc của detectơ khí. Hình 7.1 cho thấy sơ đồ các vùng điện áp làm việc đặc trưng đối với bức xạ anpha và bêta của các hệ detectơ khí: *buồng ion hóa*, *ống đếm tỷ lệ*, và *ống đếm Geiger-Muller* được dùng trong các thiết bị xách tay hoặc cố định. Các hệ detectơ này sẽ được trình bày chi tiết hơn ở dưới đây.



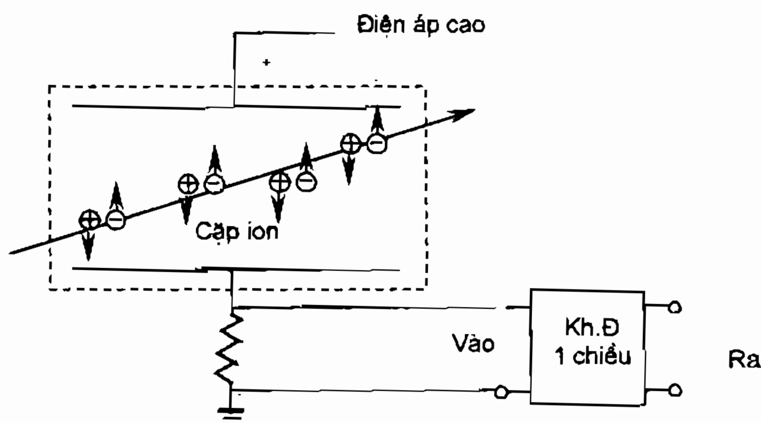
Hình 7.1. **Sơ đồ vùng điện áp đặc trưng của các detectơ ion hóa khí**

7.2.1. Buồng ion hóa

Hệ detectơ buồng ion hóa có vùng điện áp làm việc được thiết đặt ở mức trung bình (vùng II trên hình 7.1). Dòng ion trong vùng điện áp

này hầu như chỉ phụ thuộc vào số ion tạo bởi bức xạ và không phụ thuộc vào giá trị cụ thể của điện áp đặt vào vì chúng đủ lớn để ngăn chặn được quá trình tái hợp ion và hút được hầu hết các ion về các điện cực. Vùng điện áp này còn được gọi là vùng *bão hoà* hay *vùng buồng ion hóa.* Dòng điện ion trong buồng ion hóa cực kỳ thấp (cỡ 10^{-12} A) và vì vậy để đo nó phải dùng một mạch điện rất nhạy là bộ khuyếch đại dòng một chiều (Hình 7.2).

Thiết kế buồng ion hóa và loại khí được sử dụng tuỳ thuộc vào từng ứng dụng cụ thể. Trong các hệ dùng trong vật lý sức khỏe, buồng ion thường được bơm đầy không khí và được chế tạo bằng các vật liệu có số nguyên tử thấp. Để đo bức xạ bêta, các hệ đo cần có buồng ion với các thành mỏng hoặc một cửa sổ mỏng.

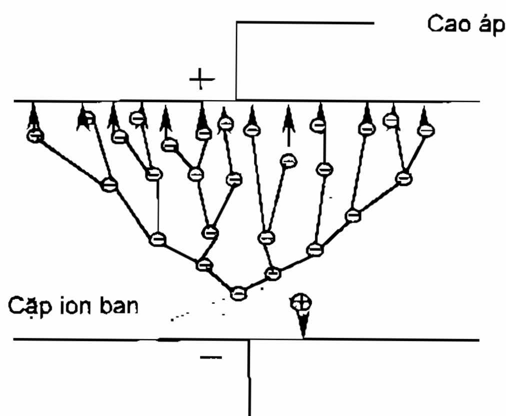


***Hình 7.2.* Sơ đồ buồng ion hóa**

7.2.2. Ống đếm tỷ lệ

Các ống đếm tỷ lệ có điện áp vùng làm việc (vùng III trên hình 7.1) cao hơn của buồng ion hóa. Trong vùng điện áp này, các điện tử được gia tốc đến các vận tốc cao đủ để tự chúng gây ion hóa tiếp trước khi đến được anốt và tạo ra một thác lũ ion hóa, quá trình còn được gọi là sự nhân ion hay *khuếch đại khí* (Hình 7.3). Như vậy, một hạt hoặc một phôtôn đơn lẻ có thể tạo ra một xung dòng đủ lớn có thể đo được. Hơn nữa, trong vùng điện áp xác định này, biên độ của xung tỷ lệ với năng

lượng mà hạt hoặc phôtôn ban đầu truyền cho và do vậy hệ đo này thường được gọi là ống đếm tỷ lệ. Thuật ngữ *đếm* ở đây có nghĩa là tín hiệu ra là một loạt các xung có thể đếm được bằng một số phương pháp, thay vì là một dòng điện trung bình thu được từ buồng ion hóa.



Hình 7.3. **Sự khuếch đại khí**

7.2.3. Ống đếm Geiger-Muller (G-M)

Nếu điện thế trong một buồng ion hóa được tăng lên nữa đến vùng IV trên hình 7.1 thì sự nhân khí sẽ lớn đến mức mà mỗi hạt bức xạ ion hóa đơn lẻ sẽ tạo ra một thác lũ ion hóa và một xung dòng rất lớn. Biên độ của các xung này giống nhau bất kể năng lượng truyền ban đầu là bao nhiêu, và được xác định chủ yếu bởi mạch ngoài hơn là bản thân hệ đếm. Đây chính là vùng điện áp làm việc của các ống đếm G-M (Geiger-Muller counter). Ống G-M được sử dụng rất rộng rãi trong các hệ ghi đo bức xạ bởi vì chúng rất bền và có thể sử dụng các mạch ra tương đối đơn giản. Xin nhắc lần nữa, đây là một hệ đếm nhưng trong một số trường hợp vẫn có thể sử dụng cùng với một mạch đo dòng trung bình chạy trong ống.

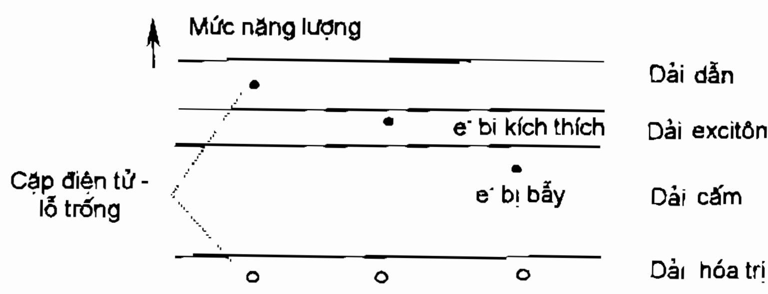
Trong thực tế, cả ống đếm tỷ lệ và ống G-M thường được chế tạo dưới dạng một ống hình trụ tạo thành catốt với một sợi dây dẫn mảnh đặt ở tâm làm anốt. Toàn bộ hệ này được đặt trong một ống hàn kín bằng kim loại hoặc thuỷ tinh chứa một hỗn hợp khí đặc biệt.

7.3. CÁC DETECTƠ CHẤT RẮN

7.3.1. Nguyên lý hoạt động

Thuật ngữ *detectơ chất rắn* chỉ các loại chất nhất định có cấu trúc tinh thể và có các hiệu ứng đo được khi bị chiếu các bức xạ ion hóa. Trong các chất này, các điện tử nằm trong những *dải năng lượng* xác định phân cách bởi các *dải cấm*. Dải năng lượng cao nhất bình thường chứa các điện tử gọi là *dải hóa trị*. Nếu một điện tử hóa trị được các hạt bức xạ truyền năng lượng thì nó có thể nhảy từ dải hóa trị qua dải cấm vào *dải dẫn* hay *dải excitôn*. Chỗ trống điện tử để lại trong dải hóa trị được gọi là một *lỗ trống* (hole) và nó có tính chất tương tự như một ion dương trong một buồng khí ion hóa.

Sự nhảy của một điện tử lên vùng dẫn được gọi là sự *ion hóa* và một cặp điện tử - lỗ trống có thể so sánh với một cặp ion trong chất khí. Điện tử và lỗ trống di chuyển độc lập và sẽ bị hút về hai phía ngược nhau trong một điện trường, và do vậy sẽ đóng góp vào khả năng dẫn điện của vật liệu đó. Nếu một điện tử được chuyển lên vùng excitôn thì quá trình này được gọi là sự *kích thích*. Trong trường hợp này điện tử vẫn còn liên kết với lỗ trống bằng các lực điện từ và vì thế chúng không thể đóng góp vào độ dẫn điện. Quá trình thứ ba có thể xảy ra là *bắt điện tử*. Các bẫy là những khuyết tật hoặc các nguyên tử tạp chất trong cấu trúc của tinh thể làm cho điện tử bị bắt vào trong dải cấm. Các quá trình này được minh họa trên hình 7.4.



Hình 7.4. **Sự ion hóa, kích thích, và bẫy điện tử**

Sự tồn tại của ba trạng thái đó có thể hầu như là vĩnh viễn hoặc có thể mất đi sau một thời gian tồn tại rất ngắn tuỳ theo vật liệu và, ở một mức độ nhất định, vào cả nhiệt độ. Khi điện tử nhảy trở lại giải hóa trị, sự chênh lệch về năng lượng được phát ra dưới dạng bức xạ huỳnh quang, thường là một phôtôn ánh sáng nhìn thấy được. Trong trường hợp các điện tử bị bẫy, trước hết cần phải cung cấp năng lượng cho điện tử đó để nó có thể thoát ra khỏi bẫy và nhảy lên giải exciton, rồi nhảy tiếp xuống giải hóa trị. Năng lượng để giải phóng các điện tử này thường được cung cấp bằng cách tăng nhiệt độ của vật liệu đó; ánh sáng thoát ra do vậy được gọi là hiện tượng *nhiệt huỳnh quang*.

Ứng dụng thực tiễn của ba hiệu ứng dẫn điện, huỳnh quang, và nhiệt huỳnh quang sẽ được xem xét chi tiết hơn ở dưới đây. Riêng hiệu ứng quang ảnh cũng là một quá trình trong chất rắn nhưng chúng sẽ được khảo sát riêng.

7.3.2. Các detectơ dòng

Hiện tượng thay đổi độ dẫn điện là do hiệu ứng ion hóa, nên các detectơ hoạt động dựa trên hiệu ứng thay đổi độ dẫn điện của chất rắn về nhiều mặt tương tự như các hệ ion hóa khí. Ví dụ, detectơ sulphide cadmi (CdS) tương tự với một buồng ion. Nó làm việc theo chế độ dòng trung bình và, trong một vài ứng dụng, thích hợp với các phép đo suất liều γ. Lợi ích chính là nó có thể tích nhỏ hơn nhiều một buồng ion nhưng lại có độ nhạy lớn hơn.

Cũng như với các detectơ khí, một số detectơ chất rắn, đáng chú ý là germani và silicôn, làm việc ở chế độ xung. Germani có nhược điểm là phải làm việc ở nhiệt độ rất thấp. Biên độ của xung ra trong cả hai trường hợp đều tỷ lệ với năng lượng được truyền cho detectơ. Ứng dụng chính của nó là dùng trong phổ kế gamma, trong đó bằng cách phân tích biên độ của các xung phát ra từ detectơ có thể đo được năng lượng của các tia γ.

7.3.3. Các detectơ nhấp nháy

Các detectơ nhấp nháy dựa trên hiệu ứng phát các bức xạ huỳnh quang (thường là ánh sáng) khi một điện tử từ một trạng thái kích thích

quay về dải dẫn. Vật liệu được chọn là loại có hiện tượng này xảy ra rất nhanh (trong vòng khoảng 0,1 μs). Sự hấp thụ các lượng tử γ 1 MeV trong một detectơ nhấp nháy sẽ tạo ra khoảng 10.000 cú kích thích và cũng cùng một số đó các lượng tử ánh sáng. Những ánh sáng *nhấp nháy* (scintilation) này được thu vào một ống nhân quang điện biến đổi ánh sáng thành các xung điện mà sau đó sẽ được khuếch đại. Biên độ của mỗi xung tỷ lệ với năng lượng truyền cho tinh thể bởi một hạt bức xạ (hạt tích điện hoặc phôtôn). Đối với tia γ chất nhấp nháy thông dụng nhất là oidua Natri (NaI) thường ở dạng tinh thể cỡ 50 × 50 mm. Những tinh thể này được sử dụng rộng rãi trong các phổ kế γ, tuy nhiên các detectơ germani cho độ phân giải năng lượng tốt hơn. Còn để phát hiện bức xạ α thường dùng các tinh thể sulphit kẽm được chế tạo thành các lớp rất mỏng.

7.3.4. Các detectơ nhiệt huỳnh quang

Các detectơ nhiệt huỳnh quang (TLD) sử dụng hiệu ứng bẫy điện tử. Vật liệu chế tạo detectơ được chọn như thế nào để các điện tử bị bắt do bị chiếu bức xạ ion hóa sẽ bền ở nhiệt độ thường. Sau khi bị chiếu xạ, chất đó được nung nóng đến một nhiệt độ thích hợp, thường khoảng 200°C, các điện tử bị bẫy sẽ được giải phóng và quay trở lại dải hóa trị đồng thời phát ra một lượng tử ánh sáng. Như vậy, nếu chất đó được nung nóng trong bóng tối dưới một ống nhân quang điện, thì sản lượng ánh sáng phát ra có thể đo được và nó tỷ lệ với liều bức xạ mà detectơ đã nhận. Chất liệu thường được dùng nhiều nhất là fluoride lithi (LiF), tuy nhiên nhiều vật liệu khác bao gồm fluoride calxi và lithi borate cũng có những ứng dụng đặc biệt.

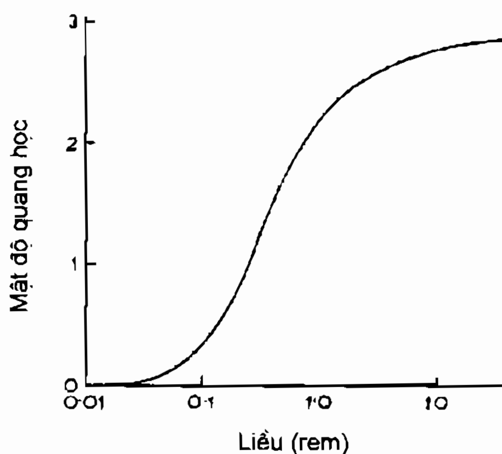
Nên lưu ý là các phương pháp mô tả trước đây thích hợp hơn cho việc đo cường độ bức xạ (nghĩa là *suất* liều) thì một hệ TLD đo tổng liều tích lũy trong thời kỳ bị chiếu xạ.

7.4. HIỆU ỨNG QUANG ẢNH

Bức xạ ion hóa tác động lên phim ảnh giống như ánh sáng. Một tấm phim ảnh chứa một lớp các tinh thể nhũ tương bromide trên một nền nhựa trong suốt. Một hạt bromide bạc hấp thụ năng lượng từ ánh

sáng hoặc bức xạ ion hóa, sẽ giải phóng một chùm nhỏ (thường chỉ một vài nguyên tử) các hạt bạc kim loại. Chùm nguyên tử bạc này được gọi là *ảnh ẩn*. Khi phim này được *tráng,* lượng bạc nhỏ xíu này hỗ trợ việc hoán đổi tất cả bạc trong một hạt nhũ tương ở dạng hợp chất bromide bạc thành bạc kim loại bám trên nền nhựa. Đây là quá trình khuếch đại lên 10^9 lần, tạo nên độ nhạy cao của nhũ tương ảnh. Sau khi tráng, phim đó sẽ được *định hình* hay ổn định bằng cách rửa trong dung dịch thiosulphite (hypo) natri, quá trình này sẽ tẩy đi mọi phân tử bromide bạc chưa bị hoán đổi. Để thu được hình ảnh tốt thì điều quan trọng là phải kiểm soát chặt chẽ cường độ dung dịch tráng, nhiệt độ và thời gian xử lý.

Các phim ảnh dùng trong kiểm xạ thường có kích thước 30 × 40 mm và tất nhiên là được bao kín không cho ánh sáng lọt vào. Sau khi xử lý, phim sẽ được đọc bằng cách cho một chùm ánh sáng đi qua và đo mật độ quang học của nó. Mật độ quang học đo được sẽ được chuyển đổi thành liều bức xạ qua một đường cong chuẩn (calibration) thiết lập bằng cách rọi một số phim với các liều đã biết và xây dựng đồ thị liều-mật độ quang học (xem hình 7.5).



***Hình 7.5.* Đường cong liều-mật độ**

Độ nhạy của phim phụ thuộc vào kích thước của hạt nhũ tương. Những loại nhạy nhất có khoảng đo liều cỡ từ 50 μSv đến 50 mSv (5 mrem đến 5 rem).

Ưu điểm chính của phim ảnh là ở chỗ, nhờ một hộp đựng phim đặc biệt kết hợp với các bộ lọc, nó cho phép suy luận các thông tin về loại và năng lượng của bức xạ. Ngoài ra, các phim đã tráng có thể lưu giữ được và kiểm tra lại sau này. Điểm bất lợi lớn nhất là không thể đọc phim một cách nhanh chóng.

7.5. HIỆU ỨNG KÍCH HOẠT

Phản ứng bắn phá hạt nhân của hầu hết các nguyên tố bởi nơtrôn sẽ tạo ra các nhân phóng xạ và đo độ phóng xạ này có thể đánh giá được thông lượng nơtrôn đến. Trong hầu hết các trường hợp, phương pháp này không nhạy lắm và ứng dụng chính của nó là để đánh giá các liều tai nạn lớn.

Một phương pháp thích hợp để đo nơtrôn nhanh là dùng các đĩa sunphua tham gia phản ứng với nơtrôn,


$^{32}S(n,p)^{32}P$ (P - phopho)

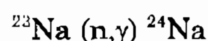
Các phản ứng hữu ích khác bao gồm:


$^{115}In(n,p)^{116}In$ (In - indi)


$^{197}Au(n,p)^{198}Au$ (Au - vàng)

Các nhân đồng vị ^{32}P, ^{116}In, và ^{198}Au đều là các chất phát β và được đếm trong những hệ đo thích hợp.

Một tính chất đáng lưu ý nữa của hiệu ứng kích hoạt là nếu một người nhận một liều nơtrôn lớn thì chắc chắn họ sẽ trở nên nhiễm phóng xạ nhẹ và liều người đó phải chịu có thể đánh giá được qua việc đo hoạt độ cảm ứng này. Ví dụ, sự kích hoạt natri (Na) trong cơ thể sẽ sinh ra ^{24}Na là một chất phát β:


$^{23}Na\ (n,\gamma)\ ^{24}Na$

Với các liều nơtrôn trung bình, bức xạ phân rã có thể phát hiện được bằng cách đơn giản giữ một detectơ nhạy, chẳng hạn như một đầu đo G-M, ngay cạnh và hướng vào thân người đó.

7.6. CÁC MẠCH ĐIỆN DÙNG TRONG CÁC HỆ GHI ĐO BỨC XẠ

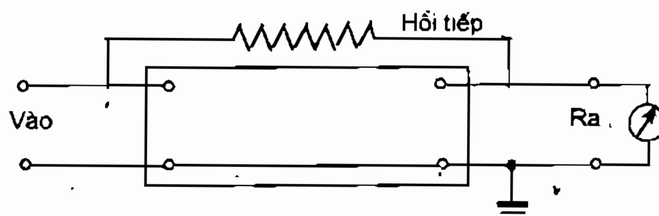
7.6.1. Các loại mạch

Trong mục 7.2 và 7.3 đã mô tả các loại detectơ khác nhau cho kết quả ra là một tín hiệu điện. Các tín hiệu điện này thuộc hai loại: dòng điện một chiều và xung. Việc đo dòng một chiều được thực hiện bằng các bộ khuếch đại dòng một chiều (d.c.), còn các tín hiệu ra dạng xung thì dùng các mạch đếm hoặc máy đo tốc độ. Các tính chất thực tiễn quan trọng của các mạch này được mô tả ở dưới đây.

7.6.2. Bộ khuếch đại dòng một chiều

Một bộ khuếch đại dòng một chiều là một phương tiện khuếch đại một dòng điện rất nhỏ thành một dòng đủ lớn để một ampe kế bình thường có thể đo được. Đối với một hệ buồng ion hóa, *độ khuếch đại (gain)* cần thiết tương đối cao vì dòng vào có thể cỡ 10^{-12} A trong khi phải cần tới 10^{-3} A để quay một ampe kế. Độ khuếch đại cần thiết trong trường hợp này vào cỡ 10^{9}. Các bộ khuếch đại có độ khuếch đại cao như vậy thường có xu hướng không ổn định do các thăng giáng nhiệt độ, v.v. Hiện tượng này có thể khắc phục một phần đáng kể bằng các mạch hồi tiếp âm (xem hình 7.6). Một cách vắn tắt điều này có nghĩa là nếu một tín hiệu tăng lên ở đầu vào, thì một tín hiệu ở đầu ra được đưa ngược trở lại vào đầu vào. Một điểm quan trọng khác là khi các dòng thấp cỡ 10^{-12}A đang được đo, thì cần phải tránh các dòng điện lạc (nhiễu) ảnh hưởng đến đầu vào. Do vậy; giữa đầu ra của detectơ và đầu vào của bộ khuếch đại đòi hỏi phải có một tiêu chuẩn sạch và cách điện rất cao.

Ứng dụng chính của bộ khuếch đại dòng một chiều là trong các hệ buồng ion, cả loại xách tay và cố định, nhưng chúng cũng được sử dụng cho cả các detectơ chất rắn loại CdS.



Hình 7.6. Mạch khuếch đại một chiều - hồi tiếp âm

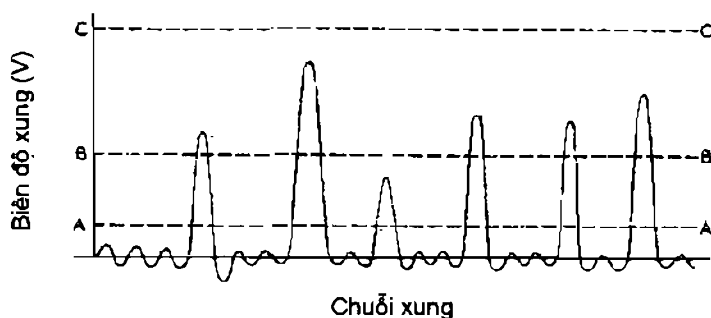
7.6.3. Các hệ đếm xung

Một hệ đếm cơ bản gồm một bộ *khuếch đại xung (pulse amplifier)*, một bộ *phân liệt xung (discriminator)*, và một *bộ đo (scaler)*. Ngoài ra nó có thể còn chứa cả một khối *EHT* (viết tắt extra high tension - điện áp cực cao) để cấp điện áp cao cho detectơ.

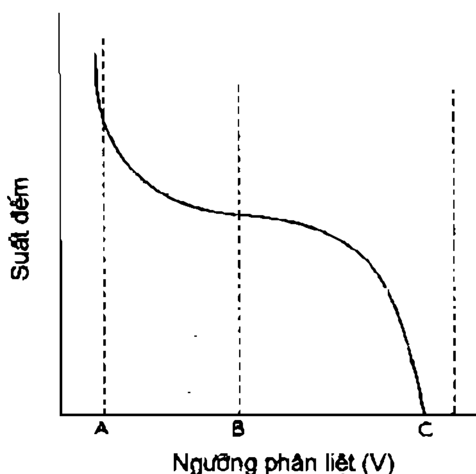
Chức năng của bộ khuếch đại xung là nhận các xung từ detectơ và khuếch đại chúng đến một độ lớn thích hợp với các mạch tiếp theo. Độ lớn của các xung phụ thuộc vào loại detectơ nhưng điển hình là cỡ một vài μV (microvon) với các detectơ chất rắn, một vài mV với các ống đếm nhấp nháy và ống đếm tỷ lệ, và lên đến một vài von với các ống đếm G-M. Bởi vì phần lớn các mạch đếm làm việc trên các xung cỡ một vài von nên có thể thấy rằng bộ khuếch đại cần có độ khuếch đại cỡ 10^6 đối với các detectơ chất rắn, 10^3 cho các ống đếm tỷ lệ và nhấp nháy, và 1 cho các ống đếm G-M.

Trong tất cả các thiết bị điện tử luôn luôn có các "tiếng ồn" điện tử, mặc dù với các mức độ khác nhau, dưới dạng các xung điện nhỏ. Các xung tiếng ồn này bị khuếch đại cùng với các xung tín hiệu từ detectơ và cũng sẽ được đếm bởi hệ đo trừ khi các biện pháp đề phòng được thực hiện. Chức năng của bộ phân liệt xung là loại bỏ tất cả các xung ở dưới một mức nào đó được thiết đặt bằng cách áp dụng một *điện thế ngưỡng phân liệt*. Như thế, thiết bị sẽ chỉ ghi những xung có biên độ vượt quá mức ngưỡng. Hình 7.7 cho thấy một chuỗi các xung và các xung ồn nhỏ được đưa từ một bộ khuếch đại vào một bộ phân liệt xung. Nếu mức ngưỡng được giảm xuống dưới A, thì các xung ồn sẽ được đếm, còn nếu nó được nâng lên trên C, thì các xung của detectơ sẽ không được đếm. Mức đúng là mức B. Một đường đặc trưng của ngưỡng phân liệt có thể thiết lập bằng cách đo suất đếm từ một detectơ trong một khoảng các giá trị ngưỡng. Đồ thị này được minh họa trên hình 7.8 trong đó các đường A, B, C tương ứng với các giá trị ngưỡng trong hình 7.7. Như vậy nếu điện thế ngưỡng ở dưới A thì một suất đếm rất cao sẽ được ghi lại, nếu ngưỡng được đặt trên C thì không có số đếm nào được ghi. Thiết đặt ngưỡng đúng là ở mức B tại đó chỉ có các xung thật sự từ detectơ mới

được ghi. Ngoài ra, vì đường cong đó hầu như bằng phẳng tại mức này nên những thay đổi nhỏ trong ngưỡng thiết đặt sẽ không ảnh hưởng nghiêm trọng đến suất đếm.



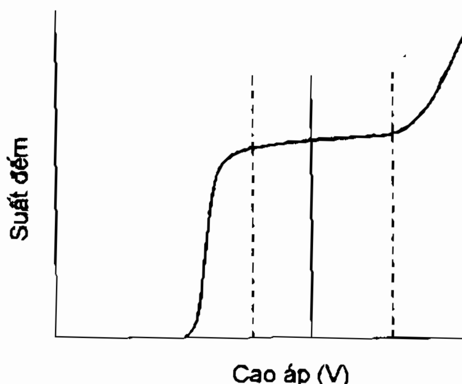
Hình 7.7. **Chức năng của một bộ phân liệt**



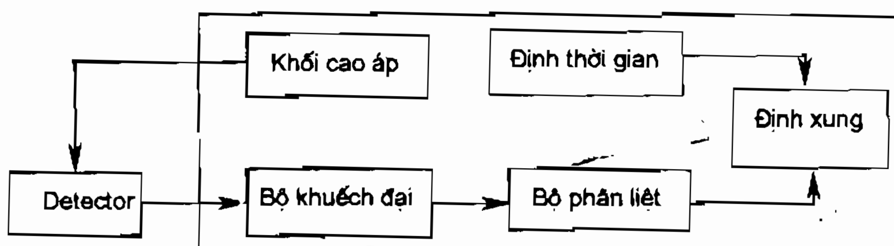
Hình 7.8. **Đường đặc trưng của ngưỡng phân liệt**

Suất đếm của detectơ còn phụ thuộc vào điện áp đặt vào nó. Để thiết đặt thiết bị đo, một nguồn nhỏ sẽ được đặt gần detectơ và một loạt kết quả đếm ứng với các điện áp detectơ khác nhau sẽ được ghi lại. Đồ thị biểu diễn các kết quả này được gọi là một platô vì suất đếm tương đối độc lập với điện áp đặt vào trong một khoảng nhất định (xem hình 7.9). Ống đếm được cho làm việc ở một điện áp nằm giữa các đường chấm chấm (nghĩa là trên platô) để những biến đổi nhỏ của điện áp nguồn sẽ không ảnh hưởng đến đáp ứng của thiết bị đo.

Toàn bộ sơ đồ bố trí của một hệ đếm được trình bày trên hình 7.10. Chức năng chính của loại thiết bị này là đo các loại mẫu phóng xạ khác nhau. Trong vật lý sức khỏe, các mẫu được đánh giá bằng cách này bao gồm các giấy lọc mẫu không khí, các mẫu nước, và mẫu lau vết bẩn. Các ý nghĩa thực tiễn của việc đếm mẫu sẽ được mô tả chi tiết trong chương 9.



Hình 7.9. Platô của một ống đếm G-M



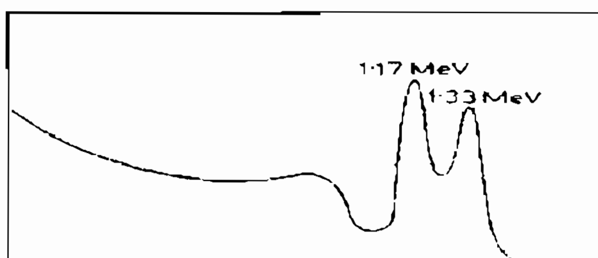
Hình 7.10. Sơ đồ khối của một máy đếm

7.6.4. Thiết bị phân tích biên độ xung (PHA)

Khi sử dụng các detectơ có biên độ xung ra phụ thuộc vào năng lượng của phôtôn hoặc hạt ion hóa, việc phân tích xung thường rất có ích để thu được thông tin về phổ bức xạ. Một thiết bị phân tích biên độ xung (tiếng Anh là Pulse Height Analyser - PHA), hoặc bộ kích-lọc (kick - sorter) như đôi khi chúng được gọi như vậy, tách các xung vào một số lớn các kênh tuỳ thuộc vào biên độ của nó. Ví dụ, nếu biên độ xung cực đại trong một hệ đo là 10 V và hệ đó có 100 kênh, thì các xung sẽ được phân vào các kênh có độ rộng 0,1 V. Một xung bất kỳ nhỏ hơn 0,1 V sẽ đi vào kênh 1, các xung từ 0,1 đến 0,2 V sẽ đi vào kênh 2, và cứ tiếp tục

như vậy cho đến các xung từ 9,9 đến 10 V đi vào kênh thứ 100. Số xung đi vào mỗi kênh sẽ được ghi lại và hiển thị trên màn hình, thường là trên một ống tia âm cực theo cách thế nào để cho một hình ảnh của phổ bức xạ. Hình 7.11 là phổ tia γ của ^{60}Co ghi được trên tinh thể NaI.

Hai tia γ của ^{60}Co thực sự có năng lượng rất chính xác nhưng vì các lý do khác nhau chúng bị nhoè đi bởi detectơ NaI và kết quả là hai peak khá rộng như đã thấy. Điều đó có điểm bất lợi là nếu một mẫu chứa hỗn hợp các đồng vị phóng xạ, thì các peak có thể chồng lấp lên nhau đến một mức khó mà phân biệt được các peak năng lượng khác nhau. Các detectơ germani có lợi thế về mặt này vì chúng cho các peak rất nét cho phép nhận định chính xác phổ gamma và do đó là hỗn hợp của các nhân đồng vị phóng xạ. Để tận dụng được ưu điểm về độ phân giải cao của các detectơ này, các thiết bị PHA hiện đại thường có tới vài ngàn kênh. Điểm bất lợi của các detectơ germani là chúng phải được bảo quản ở nhiệt độ rất thấp bằng nitrogen lỏng.



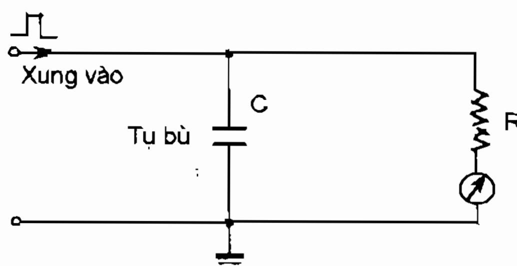
Hình 7.11. Phổ γ của ^{60}Co trên tinh thể NaI

7.6.5. Hệ đo tốc độ xung

Sử dụng một hệ đếm xung trong các thiết bị xách tay có detectơ làm việc ở chế độ xung thì thường không thực tiễn và cũng không được mong muốn. Phương pháp khác là dùng một hệ đo tốc độ nhận các xung và chỉ thị số đọc liên quan đến tốc độ xung trên một đồng hồ đo truyền thống thì thuận tiện hơn.

Một mạch đo tốc độ xung cơ bản được trình bày trên hình 7.12. Mỗi xung đến sẽ nạp điện vào tụ C, rồi tiếp theo tụ này sẽ từ từ phóng điện

qua điện trở R và cho một kết quả đọc trên đồng hồ. Số đọc trên đồng hồ thăng giáng liên tục vì một xung mới tới sẽ làm tăng đột ngột chỉ số đọc và tiếp theo là sự giảm chậm cho tới khi có một xung mới đến. Mức độ thăng giáng có thể giảm được bằng cách tăng hằng số thời gian của mạch, nghĩa là có thể tăng giá trị của C hoặc R hoặc cả hai. Hằng số thời gian tính bằng giây là tích của C (faraday) và R (ohm). Mặc dù hằng số thời gian tăng sẽ làm ổn định chỉ số đọc của đồng hồ nhưng nó cũng làm chậm đáp ứng của mạch đối với những thay đổi đột ngột của tốc độ xung. Sau một lần thay đổi tốc độ xung hệ đo phải mất tới bốn lần hằng số thời gian thì mới có thể hiển thị chỉ số đọc mới. Đối với các thiết bị kiểm xạ xách tay hằng số thời gian thường không nên vượt quá cỡ 3 giây.



***Hình 7.12.* Sơ đồ mạch đo tốc độ cơ bản**

Chương 8
BẢO VỆ CHIẾU XẠ NGOÀI CƠ THỂ

8.1. CÁC NGUỒN CHIẾU XẠ NGOÀI

Các nguồn bức xạ ở bên ngoài cơ thể là những nguồn có thể gây *nguy hại chiếu xạ ngoài*. Các bức xạ có thể gây chiếu xạ từ bên ngoài cơ thể là các bức xạ tia X, bêta, gamma, và nơtrôn vì tất cả các bức xạ này có thể đi xuyên vào tận các cơ quan nhạy cảm của cơ thể. Riêng bức xạ anpha thường không được xem là nguồn gây nguy hại chiếu xạ ngoài bởi vì chúng không thể xuyên qua được các lớp ngoài của da. Nguy hại chiếu xạ ngoài được kiểm soát bằng ba nguyên tắc: *thời gian*, *khoảng cách*, và *che chắn*.

Khi các chất phóng xạ thực sự đi vào trong cơ thể, chúng sẽ gây ra các *nguy hại chiếu xạ trong* và cần phải có các phương pháp kiểm soát hoàn toàn khác. Bảo vệ chiếu xạ trong cở thể sẽ được thảo luận trong Chương 9.

8.2. THỜI GIAN

Liều tích lũy trong cơ thể người làm việc trong vùng có một suất liều xác định tỷ lệ thuận với thời gian mà người này có mặt trong vùng đó. Do vậy liều của người này có thể kiểm soát được bằng cách giới hạn thời gian có mặt trong vùng đó:

$$\text{Liều} = \text{suất liều} \times \text{thời gian}$$

Ví dụ 1. Giới hạn liều hàng năm cho nhân viên loại A là 20 mSv/năm có nghĩa là, với giả thiết một năm làm việc gồm 50 tuần, tương ứng với 0,4 mSv hoặc 400 μSv/tuần. Hỏi nhân viên đó được phép có mặt bao nhiêu giờ trong một tuần trong vùng có suất liều là 20 μSv/h?

Liều = suất liều × thời gian

400 = 20 × t

→ t = 20 h

Ví dụ 2. Nếu một nhân viên loại A phải làm việc 40 h một tuần trong một vùng chiếu xạ, hỏi suất liều cực đại được phép trong vùng đó là bao nhiêu?

Liều = suất liều × thời gian

= suất liều × 40

→ suất liều = 10 μSv/h

Ví dụ 3. Suất liều cực đại được phép trong một vùng mà các nhân viên loại B có mặt 40 giờ trong một tuần là bao nhiêu?

Liều giới hạn = 6 mSv một năm = 6.000 μSv/năm

= 6.000 / 50 = 120 μSv/tuần

Liều = suất liều × thời gian

= suất liều × 40

→ suất liều = 120 / 40 = 3 μSv/h

Ví dụ 4. Liều giới hạn cho mỗi cá nhân dân chúng là 1 mSv một năm. Hỏi suất liều cực đại được phép trong một vùng mà có thể dân chúng sẽ sử dụng liên tục (nghĩa là 168 giờ trong một tuần) là bao nhiêu? (Trả lời: 0,12 μSv/h.)

Các ví dụ trên cho thấy là các suất liều được quan tâm đặc biệt thường gặp ở bên trong và xung quanh các cơ sở như các lò phản ứng hạt nhân nằm trong khoảng từ 1 μSv/h đến vài chục μSv/h. Trong một số khu vực, suất liều có thể cao hơn nhưng vì một số việc đòi hỏi phải làm việc trong vùng này một thời gian nhất định, nên phải sử dụng một số biện pháp giảm liều cá nhân. Các phương pháp hiện có là tăng khoảng cách giữa nhân viên và nguồn bức xạ hoặc bố trí các vật liệu che chắn giữa nhân viên và nguồn bức xạ đó.

8.3. KHOẢNG CÁCH

Xét một nguồn điểm phát xạ đồng đều theo mọi hướng. Như đã chỉ ra trong Chương 3, thông lượng ở khoảng cách *r* từ một nguồn điểm tỷ lệ nghịch với với bình phương khoảng cách đó. Vì suất liều bức xạ tỷ lệ

thuận với thông lượng nên suy ra rằng suất liều cũng tuân theo định luật nghịch đảo bình phương khoảng cách. Nên chú ý là định luật này chỉ đúng một cách chặt chẽ cho một nguồn điểm, một detectơ điểm, và sự hấp thụ bức xạ trong khoảng giữa nguồn và detectơ không đáng kể Định luật nghịch đảo bình phương khoảng cách có thể viết như sau:

$$D \propto 1/r^2 \quad \text{hoặc} \quad D = k/r^2$$

$$\rightarrow \quad D r^2 = k$$

ở đây, *k* là một hằng số đối với một nguồn xác định,

$$\rightarrow \quad D_1 r_1^2 = D_2 r_2^2$$

ở đây, D_1 là suất liều tại khoảng cách r_1 và D_2 là suất liều tại khoảng cách r_2.

Ví dụ 5. Suất liều tại điểm cách một nguồn gamma xác định là 400 µSv/h. Hỏi ở khoảng cách nào thì suất liều sẽ là 25 µSv/h?

$$D_1 r_1^2 = D_2 r_2^2$$

$$400 \times 2^2 = 25 \times r_2^2$$

$$\rightarrow \quad r_2^2 = 64$$

$$r_2 = 8 \text{ m}$$

Từ đây xin ghi nhớ là nếu tăng gấp đôi khoảng cách đến nguồn thì suất liều sẽ giảm được 4 lần, còn nếu tăng khoảng cách gấp ba lần thì suất liều sẽ giảm đi 9 lần, và cứ tiếp tục như vậy.

Biểu thức tính suất liều từ các nguồn gamma

Một biểu thức rất tiện lợi để tính gần đúng suất liều từ một nguồn gamma là:

$$D = ME / 6r^2$$

ở đây, *D* là suất liều tính bằng µSv/h, *M* là hoạt độ nguồn tính bằng MBq, *E* là năng lượng của lượng tử gamma trong mỗi phân rã, tính bằng MeV, và *r* là khoảng cách đến nguồn tính bằng m.

Khi áp dụng biểu thức này, cần chú ý chọn các đơn vị cho đúng. Và cũng phải nhấn mạnh rằng trong thực tế, các biện pháp bảo vệ dựa trên các phép đo suất liều thực tế.

Ví dụ 6. Hãy tính suất liều gần đúng ở cách một nguồn coban-60 240 MBq là 2 m. Coban-60 phát ra hai tia gamma có năng lượng 1,17 và 1,33 MeV trong một phân rã.

$$D = ME / 6r^2 \ \mu Sv/h$$
$$= 240 \times (1,17 + 1,33) / (6 \times 2^2)$$
$$= (240 \times 2,5) / 24$$
$$= 25 \ \mu Sv/h$$

Ví dụ 7. Hãy tính hoạt độ của một nguồn natri-22 (^{22}Na) cho suất liều 64 μSv/h tại khoảng cách 1 m. ^{22}Na phát ra một lượng tử gamma có năng lượng 1,28 MeV trong một phân rã. (Trả lời: 300 MBq.)

8.4. CHE CHẮN

Phương pháp thứ ba để kiểm soát nguy hại bức xạ bên ngoài là che chắn. Nói chung, đây là phương pháp được ưa chuộng vì nó thực sự tạo ra được điều kiện làm việc an toàn, trong khi dựa vào khoảng cách hoặc thời gian chiếu xạ có thể cần phải kiểm soát hành chính liên tục đối với các nhân viên.

Lượng che chắn cần thiết phụ thuộc vào loại bức xạ, hoạt độ của nguồn và vào mức suất liều được chấp nhận ở sau vật liệu che chắn.

Các hạt *anpha* rất dễ bị hấp thụ. Một tờ giấy mỏng bình thường đã đủ để ngăn các hạt anpha và vì vậy chúng không hề gây khó khăn trong việc che chắn.

Bức xạ *bêta* có khả năng xuyên sâu mạnh hơn bức xạ anpha. Trong khoảng năng lượng thường gặp (1-10 MeV), bức xạ bêta cần một lớp che chắn dày đến 10 mm nhựa perspex để bị hấp thụ hoàn toàn. Sự dễ dàng trong việc che chắn bêta đôi khi dẫn đến ấn tượng sai lầm là chúng không nguy hiểm như các nguồn gamma và nơtrôn và vì thế các nguồn bêta lớn để hở thường được sử dụng hoặc điều khiển trực tiếp. Đó là một việc hết sức nguy hiểm; ví dụ, suất liều hấp thụ ở khoảng cách 3 mm đến một nguồn bêta cỡ 1 MBq là vào khoảng 1 Gy/h.

Một vấn đề quan trọng gặp phải khi che chắn bức xạ bêta liên quan đến các tia X bức xạ thứ cấp, chúng là kết quả của sự giảm tốc độ rất

nhanh của các hạt bêta. Bức xạ tia X này, được gọi là *Bremstrahlung* hay *bức xạ hãm*, được thảo luận kỹ hơn trong Chương 12. Phần năng lượng của bức xạ bêta truyền cho bức xạ hãm xấp xỉ bằng ZE/3000, ở đây Z là nguyên tử số của chất hấp thụ và E là năng lượng của β tính bằng MeV. Điều này có nghĩa là các lớp che chắn bêta nên được cấu tạo từ những vật liệu có số khối thấp (ví dụ như nhôm hoặc nhựa perspex) để giảm bớt lượng bức xạ hãm phát ra.

Mỗi nguồn bức xạ bêta phát ra các tia bêta với phổ năng lượng từ zero đến một năng lượng đặc trưng cực đại, E_{max}. Năng lượng trung bình của bêta vào khoảng 1/3 E_{max} trong hầu hết các trường hợp. Sức xuyên sâu của các hạt β phụ thuộc vào năng lượng của chúng. Điều này được sử dụng để xác định năng lượng của các tia β hỗ trợ cho việc nhận dạng một nguồn bức xạ chưa biết. Vấn đề này sẽ được thảo luận trong Chương 15.

Các bức xạ gamma và tia X bị suy yếu theo hàm mũ khi chúng đi qua một vật liệu bất kỳ. Suất liều gây bởi bức xạ γ và tia X sau khi đi qua một lớp che chắn là:

$$D_t = D_o e^{-\mu t}$$

ở đây, D_o là suất liều khi không che chắn, D_t là suất liều sau khi bức xạ đi qua một lớp che chắn có chiều dày t, và μ là hệ số hấp thụ tuyến tính của vật liệu dùng làm lớp che chắn.

Hệ số hấp thụ tuyến tính μ là một hàm của loại vật liệu dùng làm lớp che chắn và cũng phụ thuộc vào năng lượng của các lượng tử đến. Nó có thứ nguyên là nghịch đảo của đơn vị đo chiều dài và thường được biểu diễn bằng m^{-1} và mm^{-1}.

Độ dày một nửa

Độ dày một nửa hoặc lớp một nửa kí hiệu là HVL, (half-value layer) của một vật liệu che chắn bất kỳ là độ dày cần thiết để giảm cường độ bức xạ xuống còn một nửa giá trị đến. Ký hiệu lớp một nửa-giá trị là $t_{1/2}$, phương trình lúc đầu sẽ trở thành:

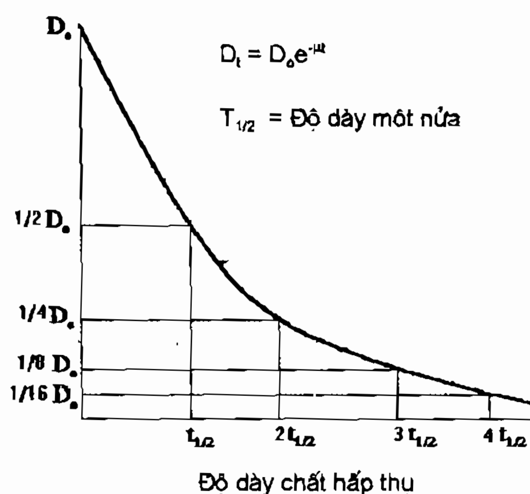
$$D_t / D_o = 0,5 = e^{-\mu t}$$

$$Log_e 0,5 = \mu t_{1/2}$$

$$\rightarrow \quad -0,693 = -\mu t_{1/2}$$

$$t_{1/2} = 0,693 / \mu$$

Khái niệm độ dày một nửa rất có ích để tính toán che chắn gần đúng nhanh. Một HVL làm giảm cường độ đi một nửa (1/2), hai HVL làm giảm xuống còn một phần tư (1/4), ba HVL làm giảm xuống còn một phần tám (1/8) và cứ tiếp tục như được minh họa trên hình 8.1



Hình 8.1. **Sự thay đổi của suất liều gamma theo độ dày của chất hấp thụ.**

Giá trị của μ, và do đó là của $t_{1/2}$, phụ thuộc vào từng vật liệu và năng lượng của bức xạ.

Một giá trị khác đôi khi được sử dụng trong che chắn là *độ dày một phần mười* $t_{1/10}$, kí hiệu là *TVL* (tenth-value layer),. Bằng cách tính toán tương tự như ở trên có thể suy ra rằng:

$$t_{1/10} = \log_2(10) / \mu = 2,303 / \mu$$

Một vài giá trị điển hình của $t_{1/2}$ và $t_{1/10}$ của chì và nước được cho trong bảng 8.2.

Bảng 8.2. Các giá trị gần đúng của $t_{1/2}$ và $t_{1/10}$

Năng lượng bức xạ γ (MeV)	*Milimét chì*		*Milimét nước*	
	$t_{1/2}$	$t_{1/10}$	$t_{1/2}$	$t_{1/10}$
0,5	4	12,5	150	500
1,0	11	35	190	625
1,5	15	50	200	700
2,0	19	60	225	750

Ví dụ 8. Suất liều ở gần một cái van là 160 μSv/h. Nếu đó là do một nguồn coban-60 ở bên trong thì hỏi phải đặt một lớp che chắn chì xung quanh van đó là bao nhiêu để giảm suất liều xuống còn 10 μSv/h? HVL của chì đối với bức xạ gamma của ^{60}Co là 12,5 mm.

Suất liều cần phải giảm từ 160 μSv/h xuống còn 10 μSv/h, nghĩa là giảm 16 lần. Để làm việc này sẽ cần 4 lần chiều dày một nửa của chì ($2 \times 2 \times 2 \times 2 = 16$), do vậy phải cần $4 \times 12{,}5$ mm , nghĩa là 50 mm.

Ví dụ 9. Một nguồn coban-60 cho suất liều 400 μSv/h ở khoảng cách 1m. Hỏi cần phải đặt một thanh chắn cách nguồn bao xa để suất liều sau thanh chắn không được vượt quá 25 μSv/h? Độ dày của một lớp chì phải là bao nhiêu để có cùng tác dụng bảo vệ tại khoảng cách trên? (HVL của chì đối với bức xạ gamma của ^{60}Co là 12,5 mm.)

(Trả lời: 4 m; 50 mm chì.)

Che chắn bức xạ *nơtrôn* phức tạp hơn cả vì khoảng năng lượng của nó thường rất rộng. Các phản ứng quan trọng nhất là:

(a) *Tán xạ đàn hồi*, trong đó các nơtrôn va chạm với các hạt nhân bia và bị "bắn" đi tương tự như sự va chạm của hai quả bóng billiard. Trong va chạm đó, nơtrôn bị mất một phần năng lượng ban đầu và năng lượng mất đi này được truyền cho hạt nhân bia. Toàn bộ năng lượng được truyền này thể hiện dưới dạng động năng của hạt nhân bia. Các nguyên tố nhẹ có tác dụng làm chậm nơtrôn tốt nhất bằng hiệu ứng tán xạ đàn hồi và vì vậy các vật liệu có hàm lượng hiđrogen cao (như paraffin, nước, bêtông) thường được sử dụng.

(b) *Tán xạ không đàn hồi*, trong quá trình này các nơtrôn đến truyền một phần năng lượng của chúng cho vật liệu gây tán xạ và kích thích các hạt nhân bia. Những hạt nhân bia bị kích

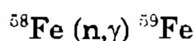
thích thường phát ra bức xạ gamma trễ khi chúng trở về trạng thái cơ bản. Quá trình va chạm không đàn hồi này là chủ yếu nhất đối với các hạt nhân nặng.

(c) Các phản ứng *bắt nơtrôn* có nhiều loại, trong các phản ứng này các nơtrôn bị bắt bởi các hạt nhân rồi tiếp theo chúng khử kích thích bằng cách phát ra một hạt hoặc photon khác. Một phản ứng bắt nơtrôn rất quan trọng là :


$$^{10}B\ (n,\alpha)\ ^{7}Li$$

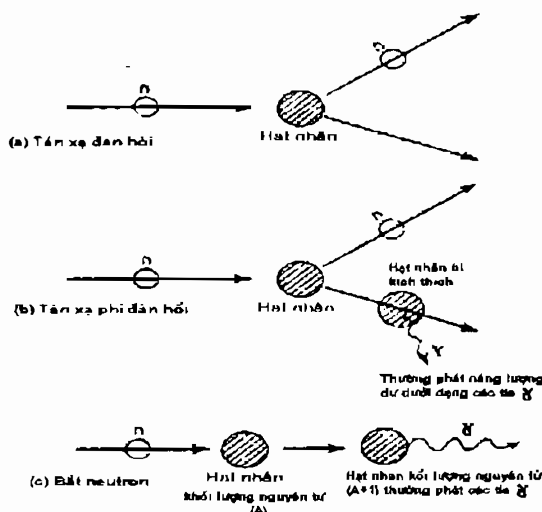
Tầm quan trọng của phản ứng này, theo quan điểm che chắn là ở chỗ hạt bị bắn ra (hạt α) thì rất dễ bị hấp thụ. Do vậy việc đưa boron-10 vào các vật liệu che chắn sẽ có tác dụng hấp thụ nơtrôn và hạt α sinh ra sẽ không còn gây khó khăn cho việc che chắn nữa.

Điều không may là phần lớn các phản ứng bắt nơtrôn thường gặp nhất lại dẫn đến việc phát xạ các tia gamma có khả năng xuyên sâu, ví dụ


$$^{58}Fe\ (n,\gamma)\ ^{59}Fe$$

Bức xạ gamma bắt này thường là một giới hạn trong thiết kế che chắn và do vậy, một vật liệu có nguyên tử số cao thường được kết hợp để hấp thụ các tia gamma bắt này.

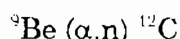
Các phản ứng với nơtrôn được minh họa bằng sơ đồ trên hình 8.2.



Hình 8.2. Ba phản ứng chính với nơtrôn

8.5. CÁC NGUỒN NƠTRÔN

Ngoài các phản ứng phân hạch, còn có các phản ứng hạt nhân khác phát ra nơtrôn. Chúng được ứng dụng để chế tạo những nguồn nơtrôn tương đối nhỏ. Loại nguồn nơtrôn thông dụng nhất dựa vào phản ứng sau:



$$^{9}Be\ (\alpha,n)\ ^{12}C$$

Với các hạt α phát ra từ các đồng vị như ^{241}Am hoặc ^{226}Ra. Các nguồn $^{241}Am/^{9}Be$ thường có cường độ nguồn vào khoảng 70 nơtrôn/(s x MBq của ^{241}Am). Phổ nơtrôn phát ra từ các nguồn anpha-berylli đó không đơn năng nhưng có các peak cao ở các mức năng lượng 3 và 6 MeV; nghĩa là các nguồn nơtrôn này chủ yếu phát ra các nơtrôn nhanh.

Một phản ứng khác được dùng để sản xuất nơtrôn là phản ứng quang nơtrôn -(γ,n). Loại nguồn quang nơtrôn thông dụng nhất gồm một hỗn hợp antimony và berylli có thể tích bằng nhau, trong đó các tia γ năng lượng cao từ antimony-124 bắn phá các nhân berylli và phát ra các nơtrôn. Đáng chú ý là các nơtrôn tạo bởi quá trình (γ,n) có thể xem là đơn năng trong nhiều ứng dụng thực tiễn.

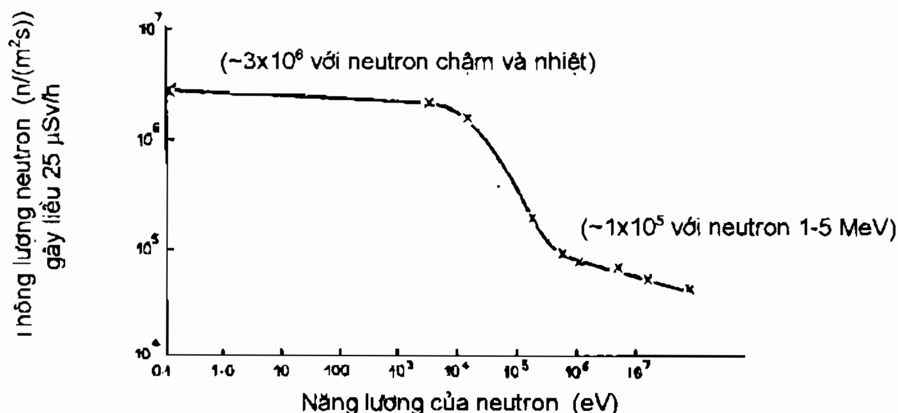
Xin nhắc lại là thông lượng ở khoảng cách r đến nguồn với cường độ Q được tính như sau (xem Chương 3):

$$\Phi = Q / (4\pi r^2)$$

Chuyển đổi từ thông lượng sang suất liều tương đương

Hình 8.3 cho thấy thông lượng nơtrôn cần thiết để gây ra một suất liều tương đương 25 μSv/h phụ thuộc vào năng lượng của các nơtrôn. Đồ thị này cho thấy, đối với nơtrôn nhanh một thông lượng $10^5 n/(m^2 s) \equiv$ 25 μSv/h trong khi đối với nơtrôn chậm một thông lượng cỡ ~ $3 \times 10^6\ n/(m^2 s) \equiv 25$ μSv/h. Hai giá trị gần đúng này rất tiện dụng để chuyển đổi các thông lượng nơtrôn nhanh và chậm tính toán được sang các suất liều tương đương.

Ví dụ 10. Hãy tính suất liều tương đương tại khoảng cách 1 m từ một nguồn americi-berylli 0,1 TBq. 1 TBq của ^{241}Am-Be phát ra $7 \times 10^7\ n/(m^2 s)$. (Trả lời: 140 μSv/h.)



Hình 8.3. **Quan hệ giữa thông lượng nơtrôn và suất liều tương đương (theo số liệu của ICRP)**

8.6. KIỂM SOÁT LIỀU CÁ NHÂN

Việc kiểm soát liều bức xạ cá nhân định kỳ dựa trên một hệ thống phân loại vùng làm việc. Mặc dù có các hệ thống phân loại và thuật ngữ khác nhau được sử dụng ở các quốc gia trên thế giới, nhưng xu hướng là tuân theo khuyến cáo của ICRP. Mục đích cơ bản của chúng là phân tách các vùng theo mức nguy hại phóng xạ.

Một hệ thống phân loại vùng làm việc điển hình gồm bốn loại vùng (các mức phân vùng theo quy định của từng quốc gia):

(a) Các *vùng không cần kiểm soát,* là vùng có suất liều không vượt quá 1,5 μSv/h. Các cá nhân có thể làm việc 40 giờ một tuần và 50 tuần một năm mà không vượt quá 2 mSv một năm, tức là không vượt quá 1/10 giới hạn liều.

(b) Các *vùng hướng dẫn (supervised area),* là vùng có suất liều nói chung không vượt quá 3 μSv/h. Các nhân viên trong vùng này sẽ không phải chịu liều vượt quá 3/10 giới hạn liều. Vùng này tương ứng với điều kiện làm việc loại B theo định nghĩa của ICRP (Chương 6). Như tên vùng ngụ ý, các vùng này cần một số biện pháp bảo vệ an toàn và các cá nhân làm việc thường xuyên ở đây có thể phải được kiểm xạ cá nhân định kỳ.

(c) *Các vùng kiểm soát (controlled area)*, là vùng có suất liều vượt quá 3 μSv/h hay vượt quá 3/10 giới hạn liều. Cá nhân làm việc thường xuyên trong các vùng kiểm soát được xếp loại A theo định nghĩa của ICRP (xem chương 6) và phải được hướng dẫn y tế và kiểm xạ cá nhân định kỳ.

(d) *Các vùng hạn chế (restricted area)*, là vùng có suất liều vượt quá 10 μSv/h. Cần phải đề phòng đặc biệt khi có mặt tại các vùng này, chẳng hạn như cần hạn chế thời gian có mặt, sử dụng các trang thiết bị bảo vệ và các thiết bị kiểm xạ.

Sau khi đã phân loại các vùng chiếu xạ, cần thường xuyên khảo sát các vùng đó để chắc chắn rằng việc phân loại vùng là đúng và các biện pháp phòng ngừa thích hợp đã được thực hiện. Trong các vùng kiểm soát và vùng hạn chế, các nhân viên cần phải mang các liều kế phim hoặc nhiệt huỳnh quang (TLD) để đo liều tích lũy. Ngoài ra một loại liều kế đọc trực tiếp, chẳng hạn như một điện kế sợi quartz (hoặc electroscope) (QFE), cũng thường được đeo để kiểm soát liều tại chỗ.

8.7. KIỂM TRA LIỀU BỨC XẠ NƠI LÀM VIỆC

8.7.1. Kiểm tra liều

Việc kiểm tra liều bức xạ (thường gọi tắt là kiểm xạ) nơi làm việc được tiến hành:

(a) ngay từ giai đoạn đưa cơ sở vào vận hành để thử xem việc che chắn đã thích hợp chưa và khẳng định các mức bức xạ đạt được thỏa mãn các yêu cầu; và

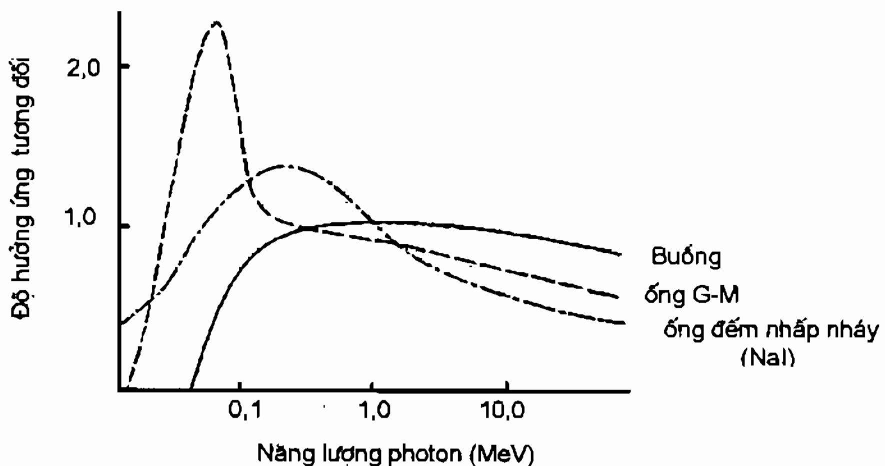
(b) định kỳ, trong khi hoạt động, để xác định các mức chiếu xạ nơi làm việc để kiểm soát liều tích lũy.

Thiết bị kiểm xạ lý tưởng phải có khả năng đo tất cả các loại bức xạ có khả năng xuyên thâu. Thiết bị này phải có thể xách tay được, dễ sử dụng, và chỉ thị được suất liều tương đương. Trong thực tế, không thể thiết kế một thiết bị duy nhất hoàn thành được tất cả các yêu cầu này và vì vậy các thiết bị khác nhau đã được chế tạo riêng cho từng loại bức xạ khác nhau.

8.7.2. Các thiết bị kiểm xạ tia X và γ

Một thiết bị kiểm xạ đo bức xạ γ và tia X, và đôi khi có thêm một bộ phận cho phép chỉ thị cả bức xạ bêta nhưng thường không được chính xác lắm. Phương pháp thực tế dùng để phát hiện bức xạ sẽ tùy thuộc vào độ nhạy cần đạt tới. Các buồng ion chỉ có thể sử dụng được ở các mức bức xạ xuống đến vài chục μSv/h; dưới mức này kích thước buồng cần có trở nên quá lớn đối với các thiết bị xách tay. Muốn có độ nhạy cao hơn thì sử dụng ống Geiger-Muller hoặc detectơ nhấp nháy với một mạch đo tốc độ xung.

Độ hưởng ứng đối với năng lượng bức xạ của một thiết bị đo suất liều γ và tia X là rất quan trọng. Hình 8.4 biểu thị các đường cong đặc trưng năng lượng điển hình của buồng ion, ống G-M, và detectơ nhấp nháy. Có thể thấy rằng buồng ion hóa có đường đặc trưng tương đối đều đặn trong vùng năng lượng từ 0,3 đến 10 MeV, còn của ống G-M và detectơ nhấp nháy có xu hướng tạo thành peak khá rõ trong vùng năng lượng thấp. Các thiết bị kiểm xạ thường được hiệu chuẩn bằng nguồn radi-226, có năng lượng hiệu dụng của photon là 0,8 MeV. Nếu thiết bị này sau đó lại được dùng để đo bức xạ có năng lượng photon khác thì chỉ thị của nó có thể quá thấp hoặc quá cao một cách nghiêm trọng so với suất liều thực tế. Nói chung, các thiết bị đo bức xạ dùng detectơ nhấp nháy hoặc ống đếm G-M thường được lắp thêm các thiết bị bù để đường đặc trưng của chúng trở nên tương đối đồng đều trong khoảng từ 0,1 đến 3 MeV.

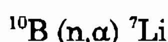


Hình 8.4. **Đường cong đặc trưng năng lượng của các detectơ khác nhau**

8.7.3. Các thiết bị kiểm xạ nơtrôn

Vì không mang điện nên các nơtrôn không gây ion hóa trực tiếp và do đó phải dùng hiệu ứng ion hóa gián tiếp để phát hiện chúng. Các nơtrôn nhanh được phát hiện bằng cách trước hết để chúng tương tác với một vật liệu giàu hiđrogen. Các nơtrôn sẽ "đập vào" vào các prôtôn trong vật liệu và hiệu ứng ion hóa tiếp theo gây bởi các prôtôn này có thể phát hiện và đo được. Các máy kiểm xạ nơtrôn nhanh thường sử dụng một ống đếm tỷ lệ chứa khí được bổ sung chất giàu hiđrogen, chẳng hạn như polythene. Các thiết bị này có độ nhạy rất thấp và khó phát hiện được các liều dưới 50 μSv/h.

Phản ứng thường được dùng nhiều nhất để phát hiện nơtrôn nhiệt là:



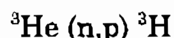
$$^{10}B\ (n,\alpha)\ ^{7}Li$$

Boron-10 có tiết diện bắt nơtrôn nhiệt lớn và các hạt α phát ra gây ion hóa có thể phát hiện được. Các máy kiểm xạ nơtrôn nhiệt thông dụng nhất sử dụng buồng ion hóa được lót một lớp boron mỏng hoặc ống đếm tỷ lệ chứa khí trifluoride boron (BF_3).

Độ hưởng ứng của các thiết bị sử dụng phản ứng với boron giảm rất nhanh trong vùng năng lượng cỡ vài electronvon, trong khi các thiết bị sử dụng phản ứng prôtôn lùi lại chỉ bắt đầu hoạt động ở vùng năng lượng trên 100.000 electronvon (0,1 MeV). Trong nhiều năm, khi không có thiết bị nào lấp được khoảng trống này người ta đã giả thiết rằng các nơtrôn năng lượng trung bình đã đóng góp đáng kể vào tổng liều nơtrôn. Bây giờ người ta đã khẳng định được rằng trong nhiều tình thế xung quanh các lò phản ứng hạt nhân các nơtrôn năng lượng trung bình thực sự đóng góp một phần quan trọng vào tổng liều gây bởi nơtrôn và các thiết bị đo chúng đã được chế tạo.

Điều được tập trung quan tâm bây giờ là *thiết bị đo rem nơtrôn (nơtrôn rem monitor)*, nghĩa là thiết bị đo liều trong mô trên một khoảng năng lượng nơtrôn rất rộng từ mức nhiệt đến khoảng 15 MeV. Máy đo này có một khối trụ bằng polythene làm chậm các nơtrôn nhanh bằng các va chạm đàn hồi. Một loạt các phin lọc cadmi được sắp xếp bên trong

một quả cầu bằng polythene để cho một hàm đặc trưng năng lượng đúng. Các nơtrôn nhiệt được phát hiện trong một ống đếm tỷ lệ chứa đầy khí heli. Việc bắt một nơtrôn sẽ dẫn đến việc phát xạ một prôtôn:



$$^{3}He\ (n,p)\ ^{3}H$$

ở đây ^{3}H là một đồng vị của hiđrogen và được gọi là *triti*. Xin nhắc lại lần nữa là sự ion hóa ở đây gây bởi prôtôn. Hệ đo này hiện nay nói chung được ưa chuộng hơn các hệ dùng phản ứng với boron-10 vì chúng kém nhạy với bức xạ γ.

8.8. CÁC THIẾT BỊ KIỂM XẠ CÁ NHÂN

8.8.1. Đo liều cá nhân

Kiểm xạ là công việc xác định mức liều bức xạ tại các điểm khác nhau trong một phòng thí nghiệm hoặc xung quanh một lò phản ứng. Nó không phải là một phương pháp chính xác để đánh giá liều tích lũy mà một nhân viên phải chịu trong những vùng này vì:

(a) Các suất liều hoàn toàn có thể thay đổi theo thời gian, phụ thuộc vào các hoạt động được tiến hành;

(b) Các nhân viên thường di chuyển từ một mức bức xạ này sang một mức bức xạ khác trong quá trình làm việc.

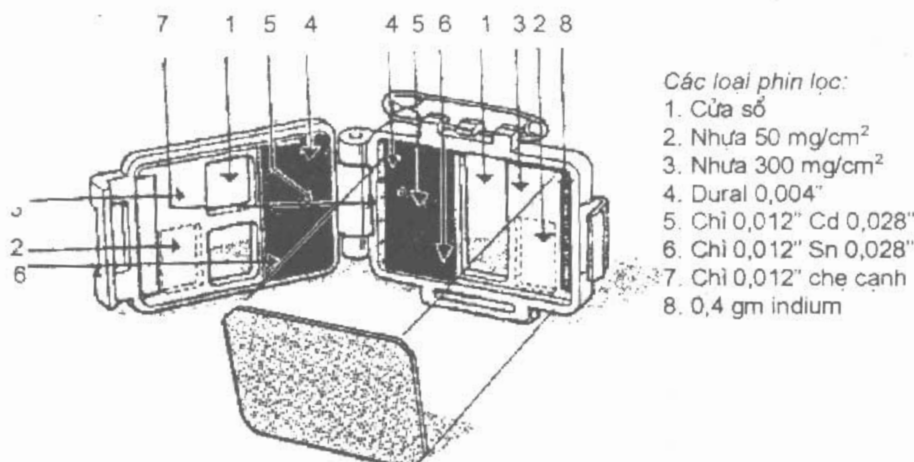
Để khắc phục những vấn đề này, bình thường những người làm việc trong các vùng bức xạ phải đeo *liều kế cá nhân* (tiếng Anh là *personal dosimeter*). Đây là một dụng cụ đo liều tích lũy bởi người đeo chúng. Hiện nay có một số loại liều kế cá nhân đang được sử dụng thông thường.

8.8.2. Hộp phim

Đây là liều kế cá nhân thông dụng nhất. Liều kế này gồm một tấm phim ảnh nhỏ đặt trong một hộp đặc biệt. Hộp phim là một trong các thiết bị đo liều bức xạ toàn thân được chấp nhận nhằm mục đích lưu giữ hồ sơ. Các phim đã tráng có thể được lưu giữ và khi cần thiết được cẩn thận nghiên cứu lại.

Một hộp phim thông thường gồm một phim kiểm tra có hiệu Kodak loại 2 đặt trong một giá đỡ đặc biệt. Loại phim này có lớp nhũ tương kép gồm lớp nhũ tương nhanh ở một mặt và lớp nhũ tương chậm ở mặt kia. Mức độ đen trên phim đã tráng được xác định bằng máy mật độ kế và phụ thuộc vào mức liều chiếu xạ xác định qua so sánh chuẩn. Việc sử dụng hai lớp nhũ tương cho phép đo được một khoảng liều rộng. Lớp nhũ tương nhanh có tác dụng đo liều γ trong khoảng từ 50 μSv đến 50 mSv. Nếu một liều vượt quá khoảng 50 mSv thì một phần lớp nhũ tương nhanh sẽ bị bong ra (striped) khỏi phim và khi đó lớp nhũ tương chậm cho phép đo đến 10 Sv.

Hộp phim được minh họa trên hình 8.5. Nó gồm một vài tấm lọc cho phép đo các liều nơtrôn chậm, bức xạ β, γ, và tia X. Về cơ bản, liều bêta được đo trong vùng cửa sổ mở, gamma ở dưới lớp chì, và nơtrôn nhiệt bằng cách lấy hiệu số giữa các tấm lọc (chì + cadmi) và (chì + thiếc). Các nơtrôn nhiệt tương tác với cadmi qua phản ứng (n,γ) và các tia gamma sinh ra sẽ làm đen thêm phần phim dưới tấm lọc cadmi. Các phin lọc 300 mg/cm² và 50 mg/cm² cho phép hiệu chỉnh lại năng lượng áp dụng cho các bức xạ γ năng lượng thấp và β. Những dải chì lót xung quanh thành hộp là để giảm hết mức các hiệu ứng cạnh tại biên của các phin lọc khác nhau. Tấm indi chính là "bộ chỉ thị chiếu xạ" trong các tai nạn nghiêm trọng. Một liều trên 10 mSv (1 rem) của nơtrôn nhiệt sẽ kích hoạt indi đủ nhiều để có thể đo bằng một ống Geiger-Muller.



Hình 8.5. **Hộp phim dùng để đo liều tích lũy**

8.8.3. Liều kế nhiệt huỳnh quang

Đây là các phương tiện chính xác và ổn định để đo liều trong một khoảng thời gian ngắn cũng như dài và được sử dụng để đo liều toàn thân và liều ở các vị trí đặc biệt. Tác dụng của bức xạ lên các chất nhiệt huỳnh quang và phương pháp đọc đã được mô tả trong Chương 7. Một trong những điểm bất lợi của kỹ thuật này là quá trình đọc liều sẽ phá huỷ thông tin đó, và vì thế, không giống như hộp phim, liều kế này chỉ có thể đọc được một lần. Hệ đo TLD cũng cho lượng thông tin ít hơn về chất lượng bức xạ.

Hai loại chất đang được dùng hiện nay là lithi fluoride và calci fluoride. Chất sau rất nhạy nhưng lại hưởng ứng kém về năng lượng. Lithi fluoride kém nhạy hơn song đặc trưng năng lượng của nó lại rất tốt. Trong một hệ thống đo liều thực tế chất nhiệt huỳnh quang thường có dạng bột hoặc đĩa mỏng.

Hầu hết các cơ sở bức xạ hiện nay đang dùng các hệ TLD như một phương tiện chính để kiểm xạ cá nhân. Đó là vì chúng đặc biệt thích hợp cho việc kết nối tự động với hệ thống lưu giữ liều bằng máy tính. Ngay cả các cơ sở dùng hộp phim làm phương tiện chính để kiểm xạ cá nhân, thì các hệ TLD vẫn được sử dụng như một phương pháp kiểm soát liều ngắn hạn thuận tiện.

8.8.4. Liều kế nơtrôn nhanh

Liều kế nơtrôn nhanh gồm một phim nhũ tương hạt nhân được gắn kín trong một túi chống ẩm và đặt trong một hộp chứa tương tự như một hộp phim. Hộp đó chứa các phin lọc bằng chì, boron, và nhựa để ngăn bức xạ nơtrôn bị tán xạ bởi cơ thể vào lớp nhũ tương. Các nơtrôn nhanh tương tác với các vật liệu nền của phim và làm các prôtôn lùi bị bắn ra. Những prôtôn này tạo ra các vết ion hóa trong lớp nhũ tương và chúng sẽ hiện ra khi tráng phim. Các vết này được đếm dưới một kính hiển vi và số vết trên một cm^2 chính là độ đo liều nơtrôn.

Các tấm ghi vết có khoảng đo từ 1 mSv đến 1 Sv. Các nhược điểm chính của chúng là việc đánh giá liều đơn điệu, đắt tiền, và có ngưỡng

năng lượng để phát hiện nơtrôn là 0,5 MeV. Ngoài ra, chúng nhạy với bức xạ γ và một liều γ cỡ 100 mSv sẽ làm cho việc đếm vết trở thành không thể làm được.

8.8.5. Khóa tới hạn

Một khóa tới hạn được mang cùng với hộp phim hoặc TLD khi làm việc với vật liệu phân hạch (nghĩa là làm trong các nhà máy chế biến và xử lý các phần tử nhiên liệu, các bể làm nguội thanh nhiên liệu, và các lò phản ứng). Nó được thiết kế để đo các liều nơtrôn rất cao xảy ra trong một tai nạn tới hạn. Khóa tới hạn chứa các thành phần bị kích hoạt bởi các nơtrôn có năng lượng khác nhau. Các phản ứng được sử dụng để đo liều bao gồm:

$^{32}S\ (n,p)\ ^{32}P$	(S - lưu huỳnh, P - phosphorus)
$^{197}Au\ (n,\gamma)\ ^{198}Au$	(Au - vàng)
$^{115}In\ (n,n)\ ^{115}In$	(In - Indi)

Tất cả các thành phần bị kích hoạt là các chất phát bêta và có thể được đếm trong các máy đo bêta. Từ các số đếm nhận được có thể ước lượng được liều nơtrôn nhiệt, trung bình, và nhanh.

8.8.6. Điện kế sợi quartz

Điện kế sợi quartz (thường kí hiệu là QFE – quartz fiber electron eter) là một liều kế bỏ túi, có kích thước cỡ một cái bút lớn, cho chỉ thị liều gamma tích lũy quan sát được liên tục. Nó gồm một tổ hợp sợi quartz đặt trong một buồng ion nhỏ, một bộ phận đẩy có lò xo để nạp điện cho điện kế, một thấu kính hiển vi để qua đó có thể nhìn thấy sợi quartz, và một thang đo hiệu chuẩn theo roentgen. Điện kế được nạp điện bằng cách đặt một điện thế vào điện cực ở giữa và nó làm cho sợi quartz bị lệch đi. Khi bị chiếu bức xạ gamma không khí ở trong buồng bị ion hóa và điện tích của điện cực bị giảm đi. Do đó, sự lệch của sợi quartz bị giảm đi và độ thay đổi của sự lệch đó dùng để chỉ thị liều. Các điện kế sợi quartz được sử dụng với độ nhạy từ 1 mSv cho đến 100 Sv.

8.8.7. Các liều kế điện tử

Nhiều loại liều kế cá nhân điện tử khác nhau đang được sử dụng. Chúng thường được chế tạo dựa trên các ống G-M và hiển thị trực tiếp suất liều hoặc là liều tích lũy. Một loại được dùng thay cho QFE và có dạng giống như một cái bút máy.

8.9. CÁC HỒ SƠ CHIẾU XẠ

Mục đích của việc đo liều cá nhân là để đảm bảo rằng liều của các nhân viên bức xạ được giữ trong các giới hạn liều theo quy định của các văn bản pháp quy. Trong hầu hết các quốc gia, các máy đo liều cá nhân ngoài các máy dùng để kiểm soát liều ngắn hạn phải do một phòng thí nghiệm được chuẩn y cung cấp.

Một phòng thí nghiệm đo liều được chuẩn y phải có các nhiệm vụ sau:

(a) Cung cấp các hộp phim, liều kế nhiệt huỳnh quang, và mọi liều kế cá nhân cần thiết khác (ví dụ như các đĩa vết nơtrôn).

(b) Xử lý và đánh giá các liều kế này khi thu lại.

(c) Cung cấp các báo cáo liều và bảo quản các hồ sơ liều.

Một vài cơ sở lớn có các nhân viên mang liều kế cá nhân xây dựng các phòng thí nghiệm xử lý riêng của họ. Những cơ sở khác dựa vào các phòng thí nghiệm chuyên nghiệp độc lập.

Vì mục đích kiểm soát, cả các hộp phim và TLD thường là các phương pháp đo liều cá nhân được chuẩn y ở nhiều quốc gia. Chúng thường được xử lý mỗi tháng một lần và các kết quả được ghi lại trong hồ sơ liều cá nhân của mỗi nhân viên. Ngoài các báo cáo liều hàng tháng, một báo cáo tóm tắt liều hàng quý cho mỗi nhân viên cũng được chuẩn bị trong đó tóm tắt tổng liều bức xạ đã tích lũy trong quý, năm, và cả đời làm việc của họ.

Chương 9
BẢO VỆ CHIẾU XẠ TRONG CƠ THỂ

9.1. CÁC CHẤT PHÓNG XẠ HỞ

Khi một chất phóng xạ bị nhốt trong một container kín thì nó chỉ có thể gây nguy hiểm chiếu xạ ngoài cơ thể cho các cá nhân làm việc gần nó. Nhưng nếu chất phóng xạ không được bao giữ một cách chắc chắn, thì nó còn có thể thoát ra môi trường trong điều kiện làm việc bình thường, xâm nhập vào cơ thể và gây *nguy hại chiếu xạ bên trong cơ thể*. Các chất phóng xạ không được bao giữ chắc chắn như vậy được gọi là các *chất phóng xạ hở* hoặc các *nguồn phóng xạ hở*. Chất phóng xạ thoát ra ngoài do vô tình được gọi là sự *nhiễm bẩn phóng xạ*.

Một lượng rất nhỏ chất phóng xạ mặc dù có thể gây nguy hại chiếu xạ ngoài không đáng kể nhưng lại có thể gây ra các suất liều đáng kể khi chúng tiếp xúc hoặc xâm nhập vào cơ thể. Một khi chất phóng xạ xâm nhập vào cơ thể thì chúng sẽ tiếp tục chiếu xạ cơ thể cho đến khi bị phân rã hết hoặc bị cơ thể bài tiết hết. Tốc độ phân rã phụ thuộc vào chu kỳ bán huỷ của chất phóng xạ, có thể từ một phần của giây cho đến nhiều nghìn năm. Tốc độ bài tiết ra khỏi cơ thể phụ thuộc vào một số tham biến chẳng hạn như các đặc tính hóa học của chất đó, và quá trình này có thể diễn ra trong thời gian cỡ một vài ngày hoặc lên đến một vài năm. Như vậy, khi một chất phóng xạ đã xâm nhập vào cơ thể thì nó có thể chiếu xạ cơ thể trong vòng một vài ngày hoặc lâu hơn, thậm chí nhiều năm đối với một số đồng vị nhất định.

9.2. CÁC ĐƯỜNG XÂM NHẬP CƠ THỂ

Có bốn cách mà sự nhiễm bẩn phóng xạ có thể gây nguy hại cho cơ thể, đó là:

(a) *Hít thở* trực tiếp các chất bẩn xạ trong không khí;

(b) *Ăn uống*, đó là lối vào qua miệng;

(c) Ngấm qua da, hoặc qua miệng vết thương bị nhiễm bẩn;

(d) Chiếu xạ da trực tiếp.

Khi các bẩn xạ có mặt trong khí quyển thì chúng sẽ bị hít vào phổi và một phần chất đó sẽ được truyền vào máu. Một phần khác bị đẩy khỏi phổi và bị nuốt; phần còn lại bị thở ra ngoài. Lượng bẩn xạ được truyền vào máu, nuốt, hoặc thở ra phụ thuộc vào nhiều yếu tố chẳng hạn như các tính chất vật lý và hóa học của chất bẩn, tính chất cơ thể của cá nhân bị nhiễm. Tương tự, khi ăn hoặc uống phải các bẩn xạ thì lượng bẩn đi qua thành của đường tiêu hóa vào chất dịch của cơ thể phụ thuộc vào bản chất cuả chất bẩn đó và các điều kiện trong cơ thể.

Vì đặc điểm giải phẫu và sinh lý của các cá nhân có sự khác biệt rộng rãi, nên ICRP đã đưa ra khái niệm *người định chuẩn* (tiếng Anh là reference man) dùng để tính liều riêng cho mục đích bảo vệ bức xạ. Người định chuẩn là một cá nhân hoàn toàn giả tưởng và chỉ đơn thuần mang các giá trị trung bình trên một phổ rất rộng của các đặc trưng giải phẫu và sinh lý của cơ thể người. Một số đặc trưng điển hình được liệt kê trong bảng 9.1. Ví dụ, có thể thấy rằng một người định chuẩn hít thở khoảng 23 m^3 không khí và uống khoảng 3 lít nước mỗi ngày.

Trên đây đã chỉ ra rằng sự mất đi của một đồng vị phóng xạ xác định trong cơ thể phụ thuộc vào các tính chất lý hóa của nó. Ví dụ, một vài nguyên tố phân bố khá đồng đều và do đó gây ra chiếu xạ đồng đều toàn thân. Tuy nhiên, đa số các nguyên tố có khuynh hướng tập trung ở một vài cơ quan nhất định, chẳng hạn như iodine tập trung ở các tuyến giáp, và plutoni tập trung ở phổi hoặc xương. Vì vậy việc ăn hoặc uống một hoạt độ phóng xạ nào đó có thể dẫn đến các suất liều khác nhau trên các cơ quan khác nhau của cơ thể. Hệ thống giới hạn liều trong khuyến cáo của ICRP cho phép tính các liều đối với từng cơ quan và mô sử dụng công thức trọng số mô trình bày trong chương 6.

***Bảng 9.1.* Một số đặc trưng cơ thể của người định chuẩn**

(a) Các cơ quan của người định chuẩn

Cơ quan	Khối lượng, m(kg)	Phần trăm toàn bộ cơ thể (%)
Toàn bộ cơ thể	70	100
Bộ xương	10	14
Cơ	28	40
Mỡ	13,3	19
Máu	5,5	7,9
Đường tiêu hóa (kể cả các thành phần bên trong)	2,2	3,1
Tuyến giáp	0,02	0,029

(b) Cân bằng nước và không khí

Hấp thụ nước (lít/ngày)		Bài tiết (lít/ngày)	
Thực phẩm	0,7	Nước tiểu	1,4
Chất lỏng	1,95	Mồ hôi	0,65
Ô-xy hóa	0,35	Không nhìn thấy	0,85
		Phân	0,1
Tổng cộng	3,0	Tổng cộng	3,0

Cân bằng không khí	
Sinh lượng của phổi	4,3 lít
Lượng không khí hít thở trong một ngày làm việc 8 giờ	9,6 m^3
Lượng không khí hít thở trong 16 giờ không làm việc	13,2 m^3
Tổng cộng	~23 m^3/ngày

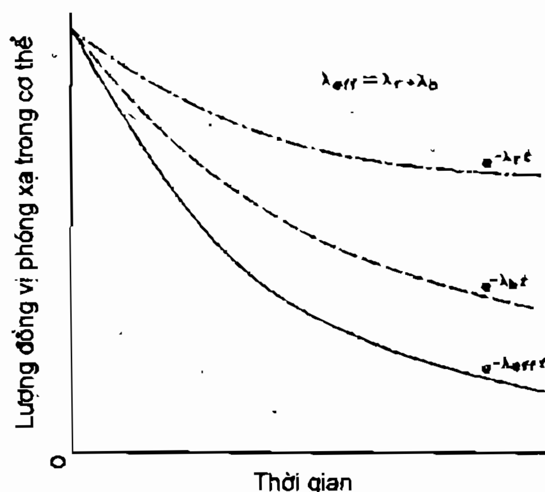
Suất liều trong một cơ quan bất kỳ tỷ lệ với hoạt độ phóng xạ trong cơ quan đó và giảm đi khi chúng bị phân rã hoặc bị bài tiết. Sự phân rã phóng xạ có đặc trưng hàm mũ và tốc độ bài tiết hầu hết các chất ra khỏi cơ thể được tìm ra là gần như hàm mũ. Điều này có nghĩa là *hằng số phân rã hiệu dụng* có thể được dùng để mô tả tốc độ loại bỏ chất phóng xạ ra khỏi cơ thể, như sau (xem hình 9.1):

$$\lambda_{eff} = \lambda_r + \lambda_b$$

ở đây

λ_r = hằng số phân rã phóng xạ;

λ_b = hằng số phân rã sinh học.



Hình 9.1. **Đường cong loại bỏ điển hình một đồng vị phóng xạ ra khỏi cơ thể**

Vì hằng số phân rã bằng $\log_e 2$/chu kỳ bán rã, nên phương trình này trở thành:

$$1/T_{eff} = 1/T_r + 1/T_b$$

ở đây,

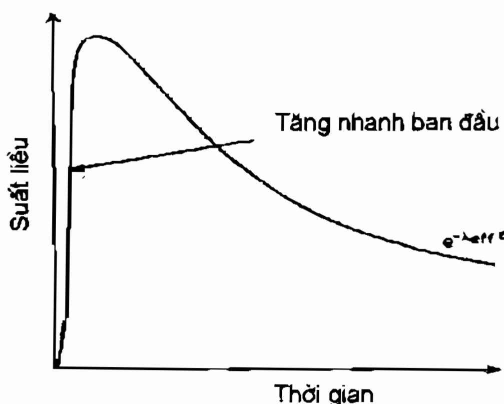
T_{eff} = chu kỳ bán rã hiệu dụng của chất phóng xạ trong cơ thể;

T_r = chu kỳ bán rã phóng xạ của chất đó;

T_b = chu kỳ bán rã sinh học của chất đó.

Hình 9.2 minh họa sự thay đổi của suất liều theo thời gian sau khi một đồng vị phóng xạ xâm nhập vào cơ thể. Lúc đầu, suất liều tăng lên trong một giai đoạn các nhân phóng xạ được vận chuyển đến cơ quan tập trung chúng. Suất liều cao nhất ở thời điểm hầu hết các nhân phóng xạ đã đến được cơ quan cần đến và cơ quan đó sẽ chịu suất liều cực đại đó. Tiếp theo, suất liều trên cơ quan đó giảm gần như theo hàm mũ do các nhân phóng xạ phân rã và bị bài tiết. Tổng liều cơ quan đã nhận bằng diện tích dưới đường cong suất liều đó. Như vậy, sự hấp thụ một lượng đồng vị phóng xạ sẽ làm cho một (hoặc những) cơ quan vào tình trạng bị chiếu xạ bởi các nhân đó đến một liều nào đó, gọi là sự *tích lũy liều*. Mức tích lũy liều phụ thuộc vào suất liều ban đầu và vào tốc độ bài tiết. Với một đồng vị xác định, một lượng hấp thụ nhất định bất kể là lượng đó bị

hấp thụ trong một lần hay trong nhiều lần thường được cho rằng sẽ gây ra cùng một mức tích lũy liều. Một đại lượng đặc biệt của mức *tích lũy liều* gọi là *liều tích lũy,* đó là liều tích lũy trong 50 năm, đại diện cho tuổi thọ cực đại có thể của cá nhân sau khi hấp thụ chất phóng xạ.



Hình 9.2. **Biến đổi của suất liều theo thời gian sau khi hấp thụ chất phóng xạ**

9.3. KIỂM CHỨNG VIỆC TUÂN THỦ CÁC GIỚI HẠN LIỀU CHIẾU XẠ CÁ NHÂN

Giới hạn liều do ICRP khuyến cáo trình bày trong chương 6 áp dụng cho tổng các liều gây bởi chiếu xạ ngoài và các liều gây bởi chiếu xạ trên một cá nhân trong cùng một thời gian; thời gian để tính liều tích lũy thường là 50 năm cho các lượng hấp thụ của người lớn và 70 năm cho các lượng hấp thụ của trẻ em.

Nhằm mục đích kiểm chứng việc tuân thủ các giới hạn liều, một trong những phương pháp sau đây sẽ được sử dụng:

(a) so sánh liều hiệu dụng tổng cộng với giới hạn liều tương ứng, ở đây liều hiệu dụng tổng cộng E_T được tính theo công thức:

$$E_T = H_p(d) + \Sigma_j e(g)_{j,th} I_{j,th} + \Sigma_j e(g)_{j,hh} I_{j,hh}$$

với $H_p(d)$ là liều cá nhân tương đương do chiếu xạ bởi các chiếu xạ xuyên thâu (cần hiệu chỉnh riêng cho nơtrôn trong khoảng 1 eV đến 30 keV) trong một năm, $e(g)_{j,th}$, và $e(g)_{j,hh}$ là liều hiệu

dụng tích lũy cho một đơn vị hấp thụ qua đường tiêu hóa và đường hô hấp đối với nhân phóng xạ j bởi các cá nhân trong nhóm tuổi g; và $I_{j,th}$ và $I_{j,hh}$ là lượng hấp thụ qua đường tiêu hóa và hô hấp chất phóng xạ j trong cùng thời gian; hoặc

(b) thỏa mãn bất đẳng thức sau:

$$H_p(d)/DL + (I_{j,th} / I_{j,th,L}) + (I_{j,hh} / I_{j,hh,L}) \leq 1$$

ở đây, DL là giới hạn liều hàng năm tương ứng đối với liều hiệu dụng, $I_{j,th,L}$ và $I_{j,hh,L}$ là các *giới hạn hấp thụ hàng năm* (kí hiệu ALI - Annual Limits of Intake) qua đường tiêu hóa và đường hô hấp chất phóng xạ j.

Phân ban số 2 của ICRP, chuyên nghiên cứu chiếu xạ trong, đã đánh giá và khuyến cáo sử dụng các giá trị liều hiệu dụng tích lũy trên một đơn vị hấp thụ qua đường tiêu hóa $e(g)_{j,th}$ và qua đường hô hấp $e(g)_{j,hh}$ đối với chiếu xạ nghề nghiệp và chiếu xạ dân chúng. Riêng các đồng vị con cháu của radon và thoron được ICRP khuyến cáo về các giới hạn hấp thụ và chiếu xạ riêng.

Các giá trị của $I_{j,th,L}$ và $I_{j,hh,L}$ được xác định như sau:

$$I_{j,L} = DL / e_j ,$$

ở đây,

DL - là giới hạn liều hiệu dụng hàng năm tương ứng

e_j - là giá trị đã cho của liều hiệu dụng tích lũy trên một đơn vị hấp thụ hợp chất phóng xạ *j*

Như vậy, các giới hạn hấp thụ hàng năm ALI được hiểu là lượng hấp thụ qua đường hô hấp hoặc tiêu hóa một chất phóng xạ xác định trong một năm bởi một cá nhân và gây ra một liều tích lũy bằng giới hạn liều tương ứng đối với cá nhân đó. Các giá trị ALI được đo bằng đơn vị hoạt độ phóng xạ (Bq).

Bảng 9.2 trình bày ví dụ về liều tích lũy hiệu dụng trên một đơn vị hấp thụ e(g), còn gọi là hệ số liều, do hô hấp và tiêu hóa đối với chiếu xạ nghề nghiệp (theo ICRP Publication No. 68, 1994).

Bảng 9.2. **Liều hiệu dụng tích lũy trên một đơn vị hấp thụ e(g) qua đường hô hấp và tiêu hóa đối với nhân viên bức xạ (Sv/Bq)**

Hạt nhân	Loại Hợp chất	Hô hấp				Tiêu hóa	
		Loại	f_1	$e(g)_{1\mu m}$	$e(g)_{5\mu m}$	f_1	$e(g)$
^{22}Na	Tất cả	Nhanh	1,000	$1,3 \times 10^{-9}$	$2,0 \times 10^{-9}$	1,000	$3,2 \times 10^{-9}$
^{131}I	Tất cả	Nhanh	1,000	$7,6 \times 10^{-9}$	$1,1 \times 10^{-8}$	1,000	$2,2 \times 10^{-8}$
^{137}Cs	Tất cả	Nhanh	1,000	$4,8 \times 10^{-9}$	$6,7 \times 10^{-9}$	1,000	$1,3 \times 10^{-8}$
^{239}Pu	Tất cả trừ oxide không tan	Trung bình	$5,0 \times 10^{-4}$	$4,7 \times 10^{-5}$	$3,2 \times 10^{-5}$	$5,0 \times 10^{-4}$	$2,5 \times 10^{-7}$
	Các oxide không tan	Chậm	$1,0 \times 10^{-5}$	$1,5 \times 10^{-5}$	$8,3 \times 10^{-6}$	$1,0 \times 10^{-5}$	$9,0 \times 10^{-9}$

Ở đây, f_1 là hệ số truyền của mỗi hợp chất vào cơ thể qua các đường hấp thụ. Liều tích lũy hiệu dụng trên một đơn vị hấp thụ do hô hấp còn phụ thuộc vào kích thước hạt của các chất được hít thở, mức hấp thụ của phổi (nhanh, trung bình, hoặc chậm) đối với hợp chất đó.

Ví dụ 1. Trong một năm. một nhân viên được dự đoán là sẽ bị chiếu xạ do hấp thụ vào cơ thể 10^6 Bq Natri-22 qua đường tiêu hóa và 10^2 Bq plutoni-239 dioxide dạng mịn qua đường hô hấp. Hỏi liều tương đương hiệu dụng cực đại mà người đó có thể nhận từ các nguồn chiếu xạ ngoài trong năm đó là bao nhiêu để giới hạn liều không bị vượt quá?

Đối với natri-22, giới hạn ALI tiêu hóa là:

$$I_{j,th,L} = 0,02 \text{ Sv}/(3,2 \times 10^{-9} \text{ Sv/Bq}) = 0,625 \times 10^7 \text{ Bq},$$

và do vậy,

$$I_j / I_{j,th,L} = 1 \times 10^6 / (0,625 \times 10^7) = 0,16$$

Đối với plutoni-239 dioxide, giới hạn ALI hô hấp là:

$$I_{j,hh,L} = 0,02 \text{ Sv} / (1,5 \times 10^{-5} \text{ Sv/Bq}) = 13,3 \times 10^2 \text{ Bq},$$

và do vậy,

$$I_j / I_{j,hh,L} = 10^2 / 13,3 \times 10^2 = 0,075$$

Sử dụng công thức

$$H_p(d)/DL + (I_{j,th} / I_{j,th,L}) + (I_{j,hh} / I_{j,hh,L}) \leq 1$$

$$H_p(d)/20 + 0,16 + 0,075 = 1 \text{, ở mức giới hạn}$$

$$\rightarrow H_p(d) = (1 - 0,16 - 0,075) \times 20 \text{ mSv} = 15,3 \text{ mSv}$$

Như vậy, nhân viên nói trên được phép nhận 15,3 mSv do chiếu xạ ngoài trong một năm.

9.4. CÁC GIỚI HẠN DẪN XUẤT ĐỂ KIỂM SOÁT NGUY HẠI DO NHIỄM BẨN PHÓNG XẠ

Cũng như với chiếu xạ ngoài, các biện pháp kiểm soát nguy hại do nhiễm bẩn phóng xạ là để hạn chế liều trên các cơ quan khác nhau của cơ thể ở mức cho phép. Các nguy hại này thường được kiểm soát bằng cách hạn chế nồng độ bụi xạ trong không khí và độ nhiễm bẩn phóng xạ bề mặt đến các mức giới hạn quy định.

9.4.1. Các giới hạn dẫn xuất đối với nồng độ không khí

Nồng độ không khí dẫn xuất (kí hiệu là *DAC - derived air concentration)* là giới hạn dẫn xuất đối với nồng độ không khí, được định nghĩa là nồng độ của một đồng vị phóng xạ trong không khí làm cho một nhân viên phải nhận một mức hấp thụ là 1 ALI trong 1 năm qua đường hô hấp. DAC có giá trị bằng thương số của ALI qua đường hô hấp của một đồng vị chia cho thể tích không khí được hít thở trong một năm làm việc. Sử dụng năng suất thở của "người định chuẩn" của ICRP có thể tính được DAC. Năng suất thở được đánh giá là 10 m^3 trong một ngày làm việc 8 giờ.

Như vậy, đối với một nhân viên làm việc 50 tuần trong một năm, 5 ngày một tuần, và 8 giờ trong một ngày, thì DAC được xác định như sau:

$$DAC = ALI\ (\text{hô hấp}) / (50 \times 5 \times 10)\ \ Bq/m^3$$

Ví dụ 2. Hãy tính DAC đối với plutoni-239 dioxide. ALI (hô hấp) của $^{239}PuO_2 = 13{,}3 \times 10^2$ Bq (xem ví dụ 1).

$$DAC = 13{,}3 \times 10^2 / (50 \times 5 \times 10) = 0{,}532\ Bq/m^3$$

9.4.2. Các giới hạn dẫn xuất đối với nhiễm bẩn bề mặt

Các nguy hại do nhiễm bẩn bề mặt được kiểm soát bằng cách thiết lập những *giới hạn dẫn xuất* (kí hiệu là *DL - derived limit)* của nhiễm bẩn bề mặt sao cho:

(a) lượng nhiễm bẩn giới hạn không làm cho các giới hạn DAC bị vượt quá,

(b) lượng hấp thụ qua đường tiêu hóa từ tay và miệng không làm cho các giới hạn ALI bị vượt quá,

(c) nếu ở trên da (thường là da tay), thì liều đối với da không vượt quá mức cho phép.

Trong hầu hết các trường hợp, liều trên da, hoặc liều khả dĩ trên da, được phát hiện thấy là yếu tố giới hạn đối với các chất phát β. Các giới hạn đối với các chất phát α thường được xác định bởi mức nguy hại có thể qua đường hô hấp.

Giới hạn dẫn xuất DL phụ thuộc vào độc tố phóng xạ của mỗi đồng vị hoặc hỗn hợp của các đồng vị. Giới hạn cho hầu hết các chất phát α thấp hơn khoảng 10 lần so với các đồng vị phát ra các bức xạ khác; điều này phản ánh độc tố rất cao của hầu hết các chất phát α. Trong những khu vực có độ nhiễm bẩn có khả năng vượt quá DL thì phải thực hiện các biện pháp kiểm soát.

9.5. KIỂM SOÁT NHIỄM BẨN PHÓNG XẠ

9.5.1. Các nguyên tắc cơ bản

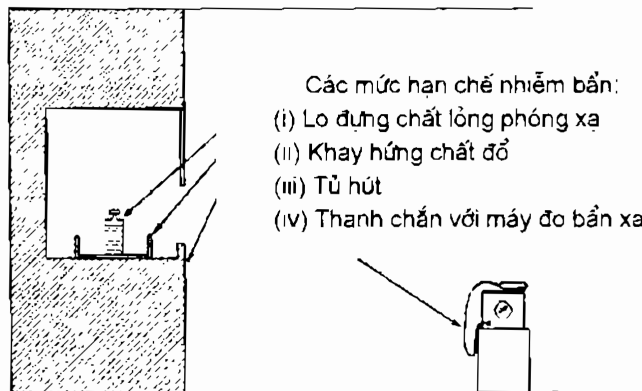
Ba nguyên tắc cơ bản thường áp dụng để kiểm soát sự nhiễm bẩn bề mặt là:

(a) *Hạn chế tối đa* lượng hoạt độ phóng xạ phải sử dụng.

(b) *Bao giữ* các chất phóng xạ, thường với ít nhất hai lớp ngăn chặn.

(c) Tuân thủ *các quy định an toàn* về mặc quần áo bảo vệ, rửa và kiểm xạ các phương tiện, v.v.

Hình 9.3 minh họa một hệ thống hạn chế nhiễm bẩn điển hình dùng trong một phòng thí nghiệm hóa phóng xạ. Nó có bốn mức hạn chế là: lọ chứa chất lỏng, khay hứng, ống hút, và cuối cùng là một thanh chắn ở lối vào phòng thí nghiệm.



Hình 9.3. **Sơ đồ minh họa bốn mức hạn chế nhiễm bẩn**

9.5.2. Phân loại khu vực

Cũng như đối với các nguy hại bức xạ từ bên ngoài, việc kiểm soát thường lệ sự nhiễm bẩn được tiến hành thông qua một hệ thống *phân loại khu vực*. Bảng 9.3 trình bày các mức kiểm soát của một hệ thống điển hình. Cần lưu ý là bảng mức phân loại này chỉ được xem như một ví dụ minh họa. Nhiều cơ sở bức xạ có các hệ thống phân loại vùng chi tiết hơn để đề phòng các nguy cơ nhiễm bẩn đặc biệt phát sinh từ những công việc cụ thể.

Bảng 9.3. **Các mức kiểm soát để phân loại khu vực nhiễm bẩn phóng xạ**

Loại khu vực	Nhiễm bẩn bề mặt	Nhiễm bẩn không khí
Không cần kiểm soát (không có bẩn phóng xạ)	< 1 DL	< 1/10 DAC
Hướng dẫn (có nhiễm bẩn)	1 - 3 DL	1/10 - 3/10 DAC
Kiểm soát (có nhiễm bẩn)	> 3 DL	> 3/10 DAC

Bất kỳ khi nào có thể đều phải làm sạch mọi chất bẩn xạ ngay khi sự nhiễm bẩn xảy ra. Việc này nhằm ngăn ngừa các chất bẩn lan rộng làm cho việc khử nhiễm bẩn trở nên khó khăn hơn.

Cần tiến hành kiểm xạ thường xuyên trong các vùng hướng dẫn và kiểm soát và cả các vùng không cần kiểm soát ở bên cạnh để đảm bảo rằng sự nhiễm bẩn không vượt quá các rào ngăn.

9.5.3. Quần áo bảo vệ

Các quy định mặc quần áo bảo vệ trong vùng bị nhiễm bẩn phụ thuộc vào bản chất và mức độ nhiễm bẩn. Trong những vùng có mức nhiễm bẩn bề mặt thấp, chỉ cần mang áo khoác phòng thí nghiệm bình thường, giày bao, và găng tay có thể là đủ. Trong các vùng có mức nhiễm bẩn không khí đáng kể, thường cần phải mặc một bộ quần liền áo khô và kín, đeo mặt nạ có phin lọc hoặc mặt nạ gắn với một nguồn cung cấp dưỡng khí. Nếu chất nhiễm bẩn ở dạng lỏng thì thường cần phải mặc một bộ quần liền áo bằng nhựa PVC kín với một mặt nạ có phin lọc hoặc được cung cấp không khí sạch. Trong trường hợp cấp cứu, có thể mang các bộ đồ chống va đập có thiết bị thở gắn kèm.

Với bất kỳ tiêu chuẩn nào về quần áo bảo vệ, việc bố trí các khu vực thay quần áo và rào chắn cần phải có hiệu quả và được trang bị như sau:

(a) Bồn rửa tay (và có thể cả vòi tắm) và các máy kiểm xạ (ví dụ, một máy kiểm xạ tay và quần áo).

(b) Một nơi chứa quần áo cá nhân của nhân viên đặt ở phía không có chất phóng xạ của rào chắn.

(c) Quần áo bảo vệ được sắp xếp thuận tiện sẵn sàng cho việc sử dụng.

(d) Các thùng chứa để đựng đồ mặc đã dùng và chất thải phóng xạ.

(e) Đặt bảng "không phận sự miễn vào", và các bảng thông báo khu vực nguy hiểm, mặc quần áo bảo vệ, và các biện pháp đề phòng cần thực hiện ở ngay khu vực cạnh rào chắn.

(f) Bảng hướng dẫn các hành động chi tiết và chỉ thị khi xảy ra tình trạng khẩn cấp hoặc sự cố có thể như tới hạn, hoả hoạn, hay nhiễm xạ cá nhân phải được treo trong khu vực đó. Cần phải chú ý bố trí các lối ra khẩn cấp thích hợp.

Nơi giặt những quần áo mặc trong vùng bị nhiễm bẩn phải được bố trí đặc biệt và nước thải từ các phương tiện giặt phải được xử lý như các chất thải lỏng.

9.5.4. Nội quy cơ sở và huấn luyện nhân viên

Việc kiểm soát sự nhiễm bẩn phụ thuộc vào tất cả mọi người ra vào vùng kiểm soát hoặc vùng hạn chế và do vậy tất cả những nhân viên làm việc trong các vùng đó cần được huấn luyện từ lúc đầu và định kỳ về các nguy hại có thể xảy ra và về nội quy trong cơ sở. Một số nội quy điển hình trong cơ sở có nguy cơ nhiễm bẩn phóng xạ là:

(a) Không được ăn, uống, hoặc hút thuốc.

(b) Không tiến hành các công việc bằng miệng (chẳng hạn như hút ống để lấy dung dịch).

(c) Phải che kín mọi vết thương bằng một lớp chống nước trước khi vào khu vực có chất bẩn phóng xạ. Đây là điều quan trọng nhất vì các vết thương hở sẽ là đường xâm nhập trực tiếp của các chất bẩn vào dòng máu.

(d) Các vết thương xảy ra trong khu vực này phải được báo cho người có trách nhiệm và được điều trị ngay lập tức.

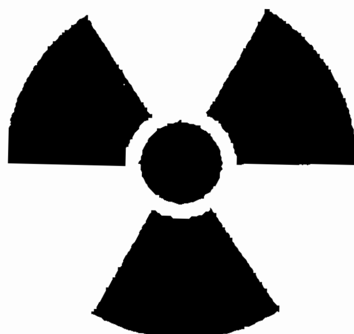
(e) Các loại khăn lau tay bình thường không được sử dụng trong khu vực có chất bẩn phóng xạ. Phải luôn luôn bố trí sẵn các loại khăn có thể vứt bỏ ở đó.

(f) Mọi đồ vật thải ra từ một khu vực có chất bẩn phóng xạ phải được kiểm xạ trước khi được phép rời khỏi vùng đó. Các đồ vật nhiễm bẩn phóng xạ phải được dán nhãn thích hợp. Bất cứ khi nào có thể, đều phải dành riêng các dụng cụ và thiết bị lau chùi chỉ để sử dụng trong khu vực có chất bẩn phóng xạ và cần phải đánh dấu rõ ràng là "phóng xạ (radio active)".

9.5.5. Ký hiệu quốc tế về bức xạ

Ký hiệu chỉ bức xạ ion hóa được cộng đồng quốc tế công nhận là một biểu tượng có 3 cánh như vẽ trên hình 9.4. Biểu tượng này được trưng

trên các kiện hàng chứa các nguồn phóng xạ, ở lối vào các khu vực có mức nguy hiểm bức xạ đáng kể, v.v.



Hình 9.4. **Ký hiệu ba cánh (màu đen trên nền vàng)**

9.6. ĐỘC TÍNH PHÓNG XẠ VÀ PHÂN LOẠI PHÒNG THÍ NGHIỆM

Hệ thống phân loại độc tố các đồng vị phóng xạ do Tổ chức Năng lượng Nguyên tử Quốc tế IAEA khuyến cáo *(IAEA Technical Reports Seríe No. 15)* được sử dụng ở nhiều quốc gia trên thế giới. Hệ thống phân loại này chia các đồng vị phóng xạ thành 4 nhóm theo độc tính phóng xạ của chúng:

Nhóm I - Độc tính cao (ví dụ, ^{239}Pu, ^{241}Am)

Nhóm II - Độc tính trên trung bình (ví dụ, ^{90}Sr, ^{131}I)

Nhóm III - Độc tính trung bình và dưới trung bình (ví dụ, ^{32}P, ^{65}Zn)

Nhóm IV - Độc tính thấp (ví dụ, ^{129}I, urani tự nhiên).

Ngoài ra, IAEA cũng phân ra 3 loại phòng thí nghiệm, gọi là loại 1, loại 2 và loại 3. Phòng thí nghiệm loại 1 là một cơ sở được thiết kế đặc biệt với các trang thiết bị tiên tiến để có thể làm việc an toàn với các mức hoạt độ phóng xạ cao. Các phòng thí nghiệm loại 2 có tiêu chuẩn gần như của một phòng thí nghiệm hóa học chất lượng cao, còn loại 3 gồm các phòng thí nghiệm bình thường không được thiết kế dành cho các công việc với các chất độc hại. Lượng đồng vị phóng xạ có thể xử lý an toàn một cách thỏa đáng trong từng loại phòng thí nghiệm được trình bày trong bảng 9.4.

Bảng 9.4. **Hướng dẫn về lượng đồng vị phóng xạ xử lý trong mỗi loại phòng thí nghiệm**

Độc tính của đồng vị	*Loại phòng thí nghiệm*		
	3	*2*	*1*
Nhóm I	≤ 370 kBq (10 μCi)	≤ 370 MBq (10 mCi)	≥ 370 MBq (10 mCi)
Nhóm II	≤ 3,7 MBq (100 μCi)	≤ 3,7 GBq (100 mCi)	≥ 3,7 GBq (100 mCi)
Nhóm III	≤ 37 MBq (1 mCi)	≤ 37 GBq (1 Ci)	≥ 37 GBq (1 Ci)
Nhóm IV	≤ 370 MBq (10 mCi)	≤ 370 GBq (10 Ci)	≥ 370 GBq (10 Ci)

Chú ý: Các số trên dành cho các quá trình hóa học ướt và bình thường. Các thừa số điều chỉnh có thể được áp dụng như sau:

Công việc	*Thừa số điều chỉnh*
Cất giữ trong các thùng chứa kín, có thông hơi	X 100
Hóa hoc ướt đơn giản - hoạt độ riêng thấp	X 10
Các quá trình khô đơn giản, hoặc ướt phức tap	X 0,1
Các quá trình gây bui và khô	X 0,01

9.7. THIẾT KẾ KHU VỰC LÀM VIỆC VỚI CHẤT PHÓNG XẠ HỞ

Trước khi xây dựng một phòng thí nghiệm hoặc khu vực làm việc với chất phóng xạ hở, cần phải lập kế hoạch kỹ càng. Bên cạnh các đặc trưng thiết kế tốt chung cho mọi cơ sở, cần phải đặc biệt chú ý đến hệ thống lưu thông khí và các lớp phủ bề mặt trong những khu vực này. Hệ thống lưu thông khí cần có một bộ phin lọc hiệu quả cao để loại bỏ các hoạt độ phóng xạ dạng hạt trước khi thải ra ngoài. Trong trường hợp có các chất phóng xạ dạng khí, mà chúng không thể loại bỏ được bằng phin lọc, thì cần phải rất cẩn thận xác định vị trí đặt ống xả để đảm bảo sự phát tán thích hợp của các hoạt độ phóng xạ được thải ra.

Các bề mặt trong khu vực phóng xạ cần phải trơn và không bị gãy gập và được chế tạo bằng những vật liệu trơ về hóa học, không hấp phụ và không thấm nước. Cũng cần lưu tâm đến các quá trình khử nhiễm bẩn có thể phải tiến hành, và vì thế các vật liệu phải được chọn sao cho dễ khử bẩn hoặc có thể tháo ra và thay thế dễ dàng.

Tường, sàn, và trần nhà

Yêu cầu cơ bản là các bức tường, sàn, và trần nhà phải được phủ một lớp phủ sạch, bền, và không bị nứt gãy. Theo quan điểm sạch và dễ làm sạch thì tất cả các góc giữa các bức tường, trần, và sàn nên được che phủ.

Có thể được làm nhẵn và mất các lỗ xốp trên các bức tường, sàn, và trần bằng cách phủ một lớp sơn bóng hoặc nhựa. Một phương pháp khác là "ốp" tường bằng các tấm thích hợp, ví dụ như melamine laminate trên một nền gồm các tấm gỗ dán được ghép với nhau và chỗ ghép được che kín lại. Các lớp phủ khác được dùng cho tường và trần bao gồm sơn chứa cao su và được chlorin hóa, sơn nhựa epoxide và các vật liệu dạng tấm khác.

Lớp phủ sàn thích hợp nhất là các tấm PVC mà chúng có thể chồng lên nhau và các mép nối có thể hàn kín được. Một lớp phủ khác gồm các tấm linoleum được phủ một lớp sáp cứng và tiếp theo bằng một lớp sáp tan được để chống thấm. Trong trường hợp linoleum tấm thì cần phải dùng các lớp rìa phủ được chế tạo riêng trước và các chỗ nối phải được hàn lạnh. Các viên gạch lát PVC và linoleum thường không được khuyến khích dùng vì có nhiều chỗ nối trên sàn gây khó khăn cho việc làm sạch sau khi bị nhiễm bẩn. Bê-tông và gỗ là những vật liệu sàn tồi nhưng đôi khi việc dùng chúng không thể tránh khỏi. Nếu phải sử dụng những vật liệu này thì cần phải xử lý chúng bằng sơn cao su để làm chúng không thấm nước.

Bề mặt nơi làm việc

Các bề mặt nơi làm việc, ví dụ như các mặt bàn, cần phải được phủ bằng các vật liệu cứng không xốp có các khả năng chịu nhiệt và hóa cần thiết. Các vật liệu thường dùng nhất bao gồm:

(a) Tấm chất dẻo keo nhựa melamine như formica. Nó phải được gắn kết với vật liệu nền bằng keo nhựa (resin) để có khả năng chịu nhiệt cần thiết.

(b) Tấm polyvinyl clorua, như darvic, mà chúng có thể hàn được và hoàn toàn tự tiêu.

(c) Thép không rỉ là một vật liệu hữu ích nhưng có chỗ nối giữa nó và các vật liệu khác dễ bị ăn mòn. Ngoài ra, thép không rỉ còn dễ bị các chất hóa học nhất định (chẳng hạn như hiđrochloric axit) hủy hoại.

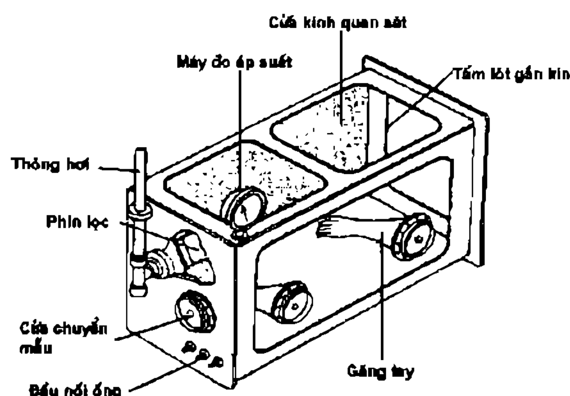
(d) Nhựa được gia cố bằng sợi thủy tinh có thể đúc theo hình dạng yêu cầu. Có thể xử lý làm chúng trở nên chịu lửa, nhưng chúng lại có thể cháy khi hỏa hoạn.

(e) Chất polypropylene, chất này có thể hàn và tạo dạng bằng nhiệt. Vật liệu này có khả năng chống tác dụng hóa học cao đến mức khó tìm được các chất kết dính thích hợp cho chúng. Chất này không chịu được lửa, và một khi đã bắt lửa nó sẽ tiếp tục cháy.

Các tủ bốc

Chúng được đặt trong các phòng thí nghiệm với chất phóng xạ để giúp cho công việc với các vật liệu nguy hiểm được dễ dàng. Chúng gồm một hộp kín không bị rò rỉ, trong đó các vật hoặc các chất sẽ được xử lý qua các găng tay dài gắn vào các lỗ mở ra trên thành của hộp này (xem hình 9.5). Mục đích của tủ là tạo ra một nơi chứa các chất phóng xạ hoặc các chất độc về hóa học, hoặc là cả hai. Bình thường các tủ này không tạo thành một lớp che chắn đối với các bức xạ có khả năng xuyên thâu và vì thế chỉ được dùng với các chất phát anpha hoặc bêta. Khi phải xử lý các đồng vị phát gamma thì cần dựng một bức tường bằng gạch chì giữa người thao tác và tủ bốc.

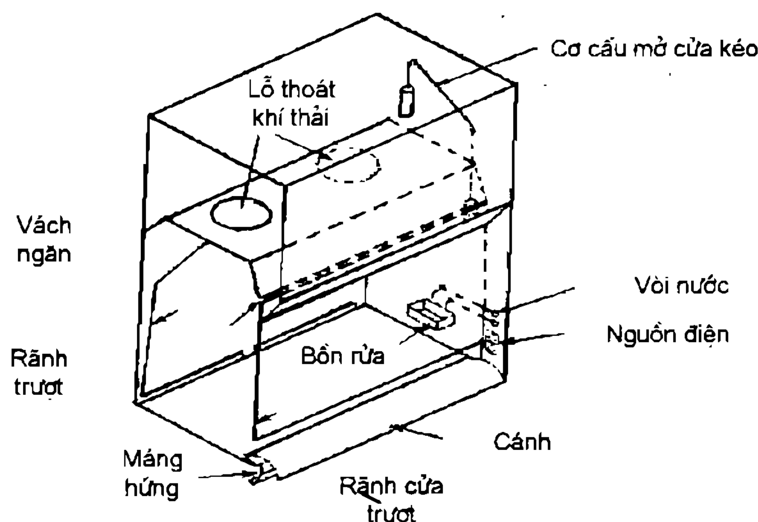
Áp suất trong tủ bốc được duy trì ở mức thấp hơn áp suất bên ngoài phòng thí nghiệm một chút. Việc này có nghĩa là không khí bên ngoài sẽ tràn vào tủ bốc nếu xuất hiện một lỗ dò và điều này sẽ ngăn cản các chất bẩn thoát ra ngoài. Hai phin lọc thường được lắp trong hệ thống thông khí - một là để lọc bụi trong không khí được hút vào tủ bốc và một để lọc các hạt phóng xạ khỏi không khí bị đẩy ra khỏi tủ.



Hình **9.5. Sơ đồ một tủ bốc**

Tủ hút

Một tủ hút được dùng để làm việc với các mức hoạt độ tương đối thấp (cỡ MBq). Các chất phóng xạ được xử lý qua cửa mở ở phía trước tủ, qua đó không khí được hút từ phòng thí nghiệm vào tủ này (Hình 9.6). Cách này sẽ bảo vệ người thao tác khỏi sự dò của các chất bẩn xạ vào phòng thí nghiệm. Các tiện ích cần có trong một tủ hút là nước, khí, hút chân không, và điện. Nút điều khiển các tiện ích này được đặt bên ngoài tủ hút để giảm đến mức thấp nhất số hành động qua cửa mở ở phía trước. Nên làm thế nào để đảm bảo diện tích mở phía trước của tủ được duy trì ở mức nhỏ nhất để giảm khả năng các chất bẩn phóng xạ lọt ra bầu không khí chung của phòng thí nghiệm.



Hình **9.6. Sơ đồ một tủ hút**

9.8. ĐIỀU TRỊ CHO NHỮNG NGƯỜI BỊ NHIỄM XẠ

Khi một đồng vị phóng xạ đã lọt được vào cơ thể, thì hầu như không có cách nào làm tăng tốc độ loại bỏ đồng vị đó (nghĩa là làm giảm chu kỳ bán rã sinh học của nó). Điều này có nghĩa là cần phải cố gắng bằng mọi cách để ngăn cản các chất bẩn xạ xâm nhập vào cơ thể. Để làm được điều đó, điều quan trọng là tất cả các nhân viên cần phải tuân thủ các nội quy và luôn mặc quần áo bảo vệ thích hợp. Thậm chí như vậy thì các sự cố nhiễm bẩn vẫn có khả năng xảy ra và do đó điều quan trọng nữa là phải biết cách chữa trị đúng đắn.

Hành động đầu tiên khi xử lý một người bị nhiễm xạ là phải xem người đó có bị thương hay không. Nếu có một vết thương nghiêm trọng thì phải hết sức nhanh chóng sơ cứu họ. Tiếp theo các phép điều trị y tế cần thiết là các hành động nhằm vào việc loại bỏ các chất bẩn trước khi chúng bị hấp thụ và lọt vào cơ thể. Tuy nhiên, trước khi bắt đầu việc tẩy xạ cần phải tiến hành khảo sát cẩn thận trên toàn bộ cơ thể người bị nhiễm bẩn xạ bằng các máy kiểm xạ thích hợp để xác định vị trí nhiễm xạ. Trong trường hợp chỉ nhiễm bẩn một phần thì chỉ cần tẩy xạ ở vùng bị nhiễm. Ví dụ, nếu một người bị nhiễm bẩn ở tay hoặc ở mặt, thì cần phải rửa kỹ những vùng này bằng xà phòng và nước trước khi kiểm xạ một lần nữa để phát hiện các bẩn xạ còn dư. Nếu chất bẩn vẫn còn thì lặp lại quá trình rửa đó cho đến khi các vùng bị nhiễm được tẩy xạ hoàn toàn.

Trong trường hợp bị nhiễm xạ toàn thân thì hành động đầu tiên, sau khi cởi bỏ quần áo bảo vệ, thường là gội sạch tóc của họ trong bồn rửa tay. Việc này nhằm loại bỏ chất bẩn khỏi tóc và ngăn không cho chúng chảy vào mồm trong quá trình tắm tẩy xạ toàn thân dưới vòi nước bằng xà phòng hoặc các chất làm sạch mạnh hơn. Sau khi tắm người đó sẽ được kiểm xạ cẩn thận và có thể phải tắm lại cho đến khi được tẩy xạ hoàn toàn. Ngoài ra, nếu bị nhiễm các chất bụi bẩn phóng xạ trong không khí, thì cần áp dụng các biện pháp khác, chẳng hạn như thổi và rửa sạch mũi, để tẩy xạ hoàn toàn.

Nếu có một vết thương nhỏ trong vùng bị nhiễm xạ thì phải để cho máu chảy ra tự do và rửa lại nhiều lần bằng nước để thúc đẩy các chất bẩn trôi ra ngoài. Nếu không thể được tẩy xạ hoàn toàn ngay lập tức, hoặc nếu vết thương là nghiêm trọng, thì cần hết sức nhanh chóng yêu cầu các trợ giúp y tế. Nếu các chất bẩn xạ bị nuốt, thì ngay sau đó cần cho người đó uống các chất được chế tạo để ngăn hoặc giảm sự hấp thụ vào đường tiêu hóa, ví dụ như antacids hoặc các chất nhựa trao đổi ion. Nếu các đồng vị phóng xạ có độc tố cao, chẳng hạn như ^{239}Pu, bị hấp thụ qua một vết thương hoặc bị hít vào dưới dạng hòa tan được, thì cần cho uống ngay các hóa chất đặc biệt gọi là các "chất xúc tác chelating" (ví dụ DTPA) để đẩy nhanh sự bài tiết. Điều không may là những chất này tự chúng đã có khuynh hướng độc hóa học. Sự hấp thụ một số đồng vị phóng xạ nhất định có thể bị "ngăn lại" bằng cách uống trước một lượng đáng kể một đồng vị bền của cùng nguyên tố đó. Ví dụ, lượng hấp thụ iodine phóng xạ bị giảm đáng kể nếu uống trước một viên 200 mg potassium iodate. Việc này có tầm quan trọng đặc biệt trong một tai nạn lò phản ứng.

9.9. CÁC THIẾT BỊ ĐO NHIỄM BẨN PHÓNG XẠ

9.9.1. Độ nhạy

Như đã nêu ở trên là ngay cả những lượng khá nhỏ của các hoạt độ phóng xạ cũng có thể gây mối nguy hại chiếu trong lớn. Điều này có nghĩa là có cùng một mức nguy hại thì mức bức xạ gây chiếu trong bởi bẩn xạ nói chung thấp hơn nhiều các mức gây chiếu xạ ngoài. Do vậy, các máy đo nhiễm bẩn phóng xạ nói chung phải nhạy hơn các máy đo bức xạ.

Để đạt được các yêu cầu về độ nhạy cao, các máy đo nhiễm bẩn được cấu tạo từ các detectơ có hệ khuếch đại gắn liền (các ống đếm nhấp nháy hay Geiger-Muller). Mức hoạt độ được chỉ thị dưới dạng suất đếm (là số đếm trong một giây hoặc trong một phút), và máy đo đó phải được hiệu chuẩn thích hợp trước khi tính toán mức nhiễm bẩn (ví dụ MBq/m^2).

9.9.2. Kiểm xạ nhiễm bẩn bề mặt trực tiếp

Đây là phương pháp thuận tiện nhất và đơn giản nhất để kiểm tra sự nhiễm bẩn, và được tiến hành để phát hiện các bẩn xạ trên mặt bàn ghế, quần áo, da và các thứ khác. Các phép đo trực tiếp cho phép tính toán mức nhiễm bẩn ra MBq/m^2, hoặc so sánh với các giới hạn dẫn xuất về bẩn bề mặt. Một máy đo bẩn điển hình gồm một hệ đo tốc độ hoạt động bằng pin có thể nối với nhiều loại đầu detectơ khác nhau.

Nhiễm bẩn anpha có thể phát hiện được bằng một detectơ nhấp nháy zinc sulphide đi kèm với một ống nhân quang điện. Màng zinc sulphide được phủ một lớp "Melinex", một vật liệu nhựa rất mỏng, và bao ngoài bằng nhôm để che kín khỏi ánh sáng. Lớp phủ này phải đủ mỏng để cho các hạt anpha xuyên qua đến được màn zinc sulphide. Điều quan trọng khi tiến hành kiểm xạ bề mặt trực tiếp các chất bẩn anpha là phải giữ cho đầu ghi hết sức gần bề mặt đó để đo được mức hoạt độ thật.

Các máy đo bẩn bêta thường sử dụng một ống đếm Geiger-Muller đặt trong một đầu đo hoặc hộp đỡ thích hợp. Đầu đo có một cửa chớp được mở ra khi cần đo. Nếu nghi nghờ bẩn bêta có năng lượng thấp thì sử dụng ống G-M có cửa sổ mỏng. Một loại detectơ bêta khác dùng các chất photpho nhựa. Những chất này được dùng cùng với màn zinc sulphide để tạo thành một đầu đo kép cho phép kiểm tra đồng thời cả anpha và bêta. Một ống nhân quang điện đơn được dùng để phân biệt các xung anpha với bêta.

Các đầu đo bêta cũng hưởng ứng với bức xạ gamma, điều này làm cho việc đo nhiễm bẩn trực tiếp trở nên khó khăn trong những vùng có phông gamma cao. Trong những điều kiện như vậy phải sử dụng các phương pháp gián tiếp.

9.9.3. Kiểm xạ qua vết lau bẩn xạ

Kiểm xạ qua vết bẩn xạ là một phương pháp gián tiếp để đo các mức nhiễm bẩn bề mặt. Chúng được sử dụng để đo các mức nhiễm bẩn rất thấp hoặc để kiểm tra độ nhiễm bẩn trong một vùng có phông bức xạ

cao. Dùng một miếng giấy lọc lau trên một diện tích bề mặt đã biết (thường là 0,1 m^2), rồi đặt nó vào một phong bì polythene để tránh bẩn lai tạp và rồi đưa đến một nơi có phông bức xạ thấp. Tại đây miếng giấy lọc được đếm trong một hệ đo có hiệu suất đã biết. Sau đó, mức nhiễm bẩn có thể tính được theo công thức:

$$\text{Mức nhiễm bẩn (Bq/cm}^2) = C_c \times (100/E_c) \times (1/A) \times (100/E_F)$$

ở đây,

C_c = suất đếm, đã hiệu chỉnh phông, tính bằng số đếm trong một giây;

E_c = hiệu suất toàn phần theo tỷ lệ phần trăm của hệ đếm;

A = diện tích lau tính bằng m^2;

E_F = tỷ lệ phần trăm chất bẩn bám vào giấy lau.

Đại lượng cuối cùng, E_F, rất khó xác định và thường rất không giống nhau. Nó phụ thuộc vào nhiều tham số khác nhau, chẳng hạn như bản chất hóa học và vật lý của chất bẩn, bản chất của bề mặt nền, và v.v. Trong một số điều kiện, E_F được lấy là 100% và trong những trường hợp này chúng là các chất bẩn "có thể tách được". Còn thì giá trị 10% hay được tin dùng hơn cả.

Một kỹ thuật định lượng tiện lợi thường được dùng trong các khu vực phóng xạ là lau một diện tích bề mặt lớn bằng khăn giấy ẩm và rồi đo khăn lau đó. Kỹ thuật này còn có lợi là có tác dụng tẩy xạ cho bề mặt đó.

9.9.4. Kiểm xạ không khí

Kiểm xạ không khí được tiến hành ở những khu vực có thể bị nhiễm bụi bẩn phóng xạ. Về cơ bản có 3 cách để bẩn xạ trở thành bụi xạ trong không khí:

(a) gây xáo động các chất bẩn bề mặt trong khu vực có phóng xạ,

(b) làm khô các chất bẩn xạ lỏng,

(c) tiến hành các công việc khô và gây bụi, ví dụ như cưa, làm các hạt bụi phóng xạ thoát ra.

Hoạt độ của *hạt* bụi không khí (son khí) được đo bằng cách hút một thể tích không khí xác định qua một lớp giấy lọc. Sau đó lớp giấy lọc đó được đếm ở một nơi có phông thấp giống như đối với các giấy lau bẩn xạ. Hoạt độ bụi được tính từ suất đếm trên giấy lọc theo công thức sau:

Mức nhiễm bẩn bụi không khí (Bq/m^3) = $C_c \times (100/E_c) \times (1/V)$

ở đây,

C_c = suất đếm đã hiệu chỉnh phông tính bằng số đếm trong một giây;

E_c = hiệu suất toàn phần theo tỷ lệ phần trăm của hệ đếm;

V = thể tích mẫu không khí tính bằng m^3.

Còn hoạt độ của *khí* thường được đo bằng cách hút một lượng xác định không khí qua một giấy lọc vào bình chứa mẫu, rồi đóng kín bình đó lại. Giấy lọc này đã giữ lại hoạt độ hạt (son khí) nên hoạt độ trong bình mẫu chỉ gây bởi các khí phóng xạ mà thôi. Bình này sẽ được đếm trong một buồng phông thấp để suy ra mức hoạt độ khí.

9.9.5. Kiểm xạ sinh học

Bình thường việc kiểm xạ nhiễm bẩn bụi khí và bề mặt là đủ để khẳng định được một lượng bẩn xạ, thậm chí không đáng kể, đang xâm nhập vào nhân viên tiếp xúc với các chất đó. Tuy nhiên, trong một số hoàn cảnh cần phải tiến hành kiểm xạ sinh học. Các hoàn cảnh đó, ví dụ, là:

(a) giới hạn hấp thụ hàng năm của đồng vị cần xem xét rất thấp (ví dụ, plutoni),

(b) đồng vị đó khó phát hiện được bằng các phương pháp bình thường,

(c) vừa xảy ra một tai nạn phóng xạ.

Phương pháp kiểm xạ được áp dụng tùy thuộc vào loại đồng vị trong cơ thể. Các đồng vị phát *gamma* có thể đo được trong hệ đếm toàn bộ cơ thể, trong đó đối tượng được đặt trong một buồng phông thấp với các thiết bị được che chắn và phát xạ gamma được phát hiện bằng một số hệ đếm nhấp nháy NaI có thể tích lớn.

Các đồng vị phát *anpha* và *bêta* được đo bằng cách kiểm xạ các chất bài tiết, chẳng hạn như phân (do tiêu hóa bẩn xạ không tan), hoặc nước tiểu (đối với bẩn xạ hòa tan). Kiểm xạ hơi thở được tiến hành để phát hiện radium vì radium phân rã thành một đồng vị con là khí radon, và nó xuất hiện trong hơi thở ra.

Nếu một người nghi ngờ mình vừa hít phải chất phóng xạ, thì việc kiểm xạ các mảnh khăn lau mũi hoặc nước mũi cũng là một chỉ thị có ích để xem người đó đã bị hấp thụ một lượng đáng kể hay chưa.

Chương 10
THIẾT BỊ PHÁT TIA X VÀ CHỤP HÌNH BỨC XẠ

10.1. GIỚI THIỆU

Các tia X được nhà vật lý người Đức tên là Wilhelm Conrad Roentgen phát hiện vào năm 1895. Trong quá trình thí nghiệm trên các ống phóng điện, ông nhận thấy một tấm phim phủ bari platino-cyanide phát sáng khi đặt gần ống đó. Sau khi nghiên cứu tiếp, ông kết luận hiện tượng huỳnh quang đó gây bởi các tia không nhìn thấy có khả năng xuyên qua không chỉ kính mà cả các vật liệu mờ quang học. Ông cũng phát hiện ra là ông có thể chụp ảnh phần bên trong của các vật thể. Ví dụ, có thể chụp được cấu trúc xương của một bàn tay vì xương làm yếu tia X nhiều hơn là phần thịt mềm. Các ảnh thu được bằng cách cho các tia X đi qua các vật (hoặc người) theo cách này gọi là các *ảnh X-quang*.

Ứng dụng của phát minh này ngay lập tức được đánh giá cao và chỉ trong vòng vài tháng các thày thuốc ở nhiều nơi trên thế giới đã sử dụng các tia X như một phương tiện trợ giúp chẩn đoán bệnh. Các tia X hiện nay được sử dụng rộng rãi trong y tế không chỉ để chẩn đoán mà còn để điều trị bệnh. Chúng cũng được ứng dụng trong công nghiệp và nghiên cứu.

Giống như ánh sáng, các sóng vô tuyến và tia γ, các tia X thuộc nhóm bức xạ điện từ. Chúng không có khối lượng và điện tích, nhưng có bước sóng phụ thuộc vào năng lượng của nó. Chúng khác các tia γ ở hai tính chất quan trọng. Thứ nhất, các tia γ phát ra từ trong hạt nhân nguyên tử còn các tia X phát ra từ những thay đổi trên các quỹ đạo điện tử. Thứ hai, các tia γ của một nguồn đồng vị xác định có các năng lượng

rời rạc xác định nhưng các tia X thường có một dải hoặc phổ một năng lượng rộng lên đến một giá trị cực đại đặc trưng nào đó.

Phương pháp quan trọng nhất để tạo ra tia X phụ thuộc vào một quá trình gọi là *bremstrahlung*, tiếng Đức có nghĩa là *hãm bức xạ*. Các bức xạ hãm tia X được sinh ra khi các hạt tích điện, thường là điện tử, chuyển động với vận tốc rất cao bị làm chậm đột ngột do đập vào một bia. Ví dụ khi bức xạ beta từ một nguồn phóng xạ đập vào vật liệu bia, bức xạ hãm sẽ phát ra. Hiệu quả của quá trình tạo ra tia X bằng cách này phụ thuộc rất nhiều vào số nguyên tử của vật liệu bia, các vật liệu có số nguyên tử Z lớn có hiệu suất cao hơn nhiều các vật liệu có Z thấp. (Đây là lý do tại sao phải dùng các vật liệu Z thấp như Perspex để che chắn các nguồn beta). Trong tất cả các trường hợp, cường độ của tia X tạo bởi các hạt β là quá nhỏ đối với hầu hết các ứng dụng. Phương pháp dùng để tạo tia X cho các mục đích y học và công nghiệp tương tự như phương pháp mà Roentgen đã dùng nhưng các máy mới thì an toàn và hiệu quả hơn.

10.2. THIẾT BỊ PHÁT TIA X

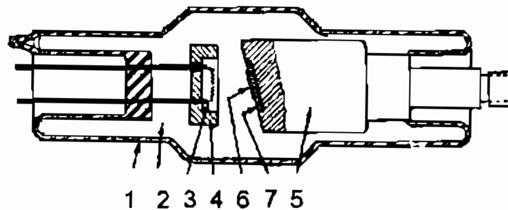
10.2.1. Đặc điểm chung

Thiết bị phát tia X còn được gọi là các máy X-quang. Các tia X được phát ra khi các điện tử chuyển động với vận tốc lớn bị chặn đột ngột bởi một vật liệu có số nguyên tử Z lớn, do đó các thiết bị phát tia X cần phải có một nguồn điện tử, một phương tiện để gia tốc các điện tử đến một vận tốc lớn, và một bia mà chúng sẽ được lái đến đó. Một thiết bị phát tia X gồm một ống phát tia X và các mạch điện khác nhau, thường được đặt trong một khối điều khiển riêng biệt.

10.2.2. Các ống tia X catốt nóng

Loại ống tia X hiện đại, như minh họa trên hình 10.1, gồm một catốt và một anốt đặt trong một ống thủy tinh đã hút chân không đến một áp suất cực thấp. Catốt là nguồn điện tử và cấu tạo gồm một dây tungsten được đốt cháy sáng bằng một dòng điện làm "sôi" các điện tử.

Các điện tử được gia tốc về phía bia bằng một điện thế cao đặt giữa anốt và catốt.



1. Bóng đèn 4. Khối catốt 6. Tiêu cự 3. Dây tóc
2. Catốt 5. Anốt 7. Bia

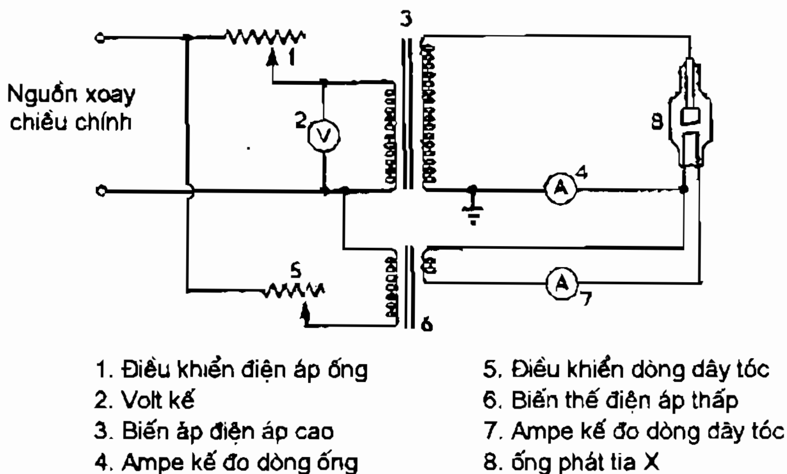
Hình 10.1. **Một ống tia X có anốt tĩnh điển hình**

Bia chính là một phần của anốt và được chế tạo bằng vật liệu có Z cao để đạt được suất sinh tia X lớn nhất có thể được. Tuy vậy, ngay cả khi hiệu suất cao như thực tế đạt được, thì chỉ có khoảng dưới 1% năng lượng của các điện tử được truyền sang cho các tia X. Phần còn lại xuất hiện dưới dạng nhiệt và vì vậy bia này phải có nhiệt độ nóng chảy cao và còn phải có cả khả năng phát tán nhiệt nữa. Yêu cầu này có thể đạt được với anốt làm bằng đồng vì đồng có độ dẫn nhiệt cao và bia bằng tungsten gắn vào vị trí đối diện với catốt.

Anốt bằng đồng đôi khi ở dạng khối và có bộ tản nhiệt dưới dạng tấm được dẫn ra ngoài ống tia X giúp làm mát nhanh hơn. Trong các thiết bị phát tia X có năng lượng cao hơn, anốt thường rỗng và được làm mát bằng sự lưu thông của dầu hoặc nước qua đó. Trong các ứng dụng như chụp hình bức xạ, điều quan trọng là nguồn tia X phải rất nhỏ để thu được ảnh có độ phân giải tốt. Vì vậy, dây tóc được gắn trong một cốc có mặt lõm để hội tụ các điện tử vào một vùng nhỏ của bia. Khi đó, cần các biện pháp đặc biệt để ngăn cản sự nóng chảy của bia và anốt có thể là một đĩa quay. Trong trường hợp đó, diện tích bia hiệu dụng vẫn nhỏ nhưng vùng bị nóng giảm đi rất nhiều và ống tia X có thể làm việc nhiều mà không làm nóng chảy bia. Loại ống này được dùng trong các thiết bị X-quang y học, cường độ tia lớn và thời gian chụp ngắn của chúng giúp hạn chế đến mức thấp nhất những khó khăn do dịch chuyển của cơ thể khi chụp.

10.2.3. Các nguồn điện và thiết bị điều khiển

Các nguồn điện cung cấp cho các hoạt động của một ống tia X bao gồm một nguồn điện áp thấp cấp cho dây tóc và một điện áp rất cao đặt giữa anốt và catốt. Nguồn cung cấp thường được lấy từ nguồn điện lưới xoay chiều. Riêng nguồn cho dây tóc cần phải sử dụng một biến áp hạ thế để cấp một điện áp xoay chiều khoảng 12 V với cường độ dòng có thể thay đổi lên đến một vài ampe. Điện áp cho ống tia được cấp từ một biến áp tăng thế nâng điện áp nguồn lưới lên cao đến mức cần thiết cho hoạt động của ống tia. Bình thường điện áp này nằm trong khoảng từ 5000 V lên đến vài triệu volt tùy theo từng ứng dụng. Vì điện áp được lấy từ nguồn điện chính xoay chiều nên điện thế giữa anốt và catốt cũng thay đổi chiều. Một nguồn cung cấp điển hình được minh họa trên hình 10.2.

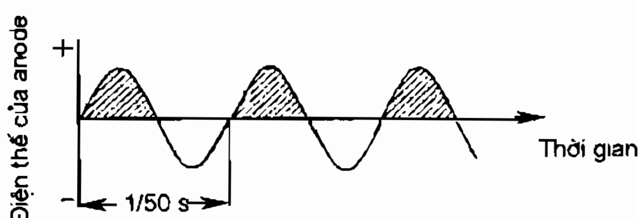


1. Điều khiển điện áp ống
2. Volt kế
3. Biến áp điện áp cao
4. Ampe kế đo dòng ống
5. Điều khiển dòng dây tóc
6. Biến thế điện áp thấp
7. Ampe kế đo dòng dây tóc
8. ống phát tia X

***Hình 10.2.* Sơ đồ nguồn điện cho một đầu phát tia X**

Trong một ống tia X có catốt nóng, các điện tử có thể chuyển động theo dòng chỉ từ catốt đến anốt vì ở anốt không có nguồn điện tử nào. Tuy nhiên, các điện tử sẽ bay đến anốt chỉ khi chúng bị hút bởi một điện áp dương (lưu ý là các điện tử mang điện âm) và vì thế ống sẽ tạo ra dòng và phát tia X khi có một điện áp dương đặt vào anốt. Điện thế của anốt biến thiên theo thời gian như minh họa trên hình 10.3. Các diện tích gạch chéo biểu thị các khoảng thời gian khi điện tử bay đến anốt (nghĩa là có dòng chạy qua) và phát ra tia X ở bia. Như vậy, các tia X

không được phát ra liên tục mà dưới dạng một chuỗi xung. Nếu như, ví dụ, nguồn xoay chiều có tần số 50 chu kỳ một giây, thì có 50 xung được tạo ra trong một giây. Tính chất xung này có tầm quan trọng nhất định trong việc thiết kế các máy kiểm xạ tia X vì một số loại detector có thể cho kết quả phụ thuộc vào tần số của các xung tia X chứ không phải là cường độ trung bình của chùm tia. Trong một số thiết bị, một số mạch đặc biệt được sử dụng để làm "đều" điện áp đó giúp cho sản lượng phát tia X đều hơn theo thời gian.



Hình 10.3. **Tia X được phát ra trong một ống tự chỉnh lưu**

10.3. CHẤT LƯỢNG VÀ CƯỜNG ĐỘ CỦA CÁC TIA X

Chất lượng hoặc năng lượng của các tia X phụ thuộc vào điện áp đỉnh của anốt. Nếu điện áp đỉnh trong hình 10.3 là 200.000 V, thì điện áp của ống tia X được gọi là 200 kV hoặc 200 kVp. Năng lượng cực đại của tia X được tạo ra là 200 kV nhưng chỉ có một phần rất nhỏ sẽ có giá trị này, còn phần lớn các tia X sẽ có năng lượng thấp hơn. Tuy nhiên, chất lượng của tia X được xác định theo năng lượng đỉnh và các tia X trong ví dụ trên được gọi là các tia X 200 kVp. Khả năng xuyên sâu của các tia X phụ thuộc rất nhiều vào năng lượng của chúng. Ví dụ, chất lượng của các tia X dùng để chụp hình bức xạ (chụp quang tuyến) bàn tay người thì sẽ là quá thấp để chụp một tấm thép dày 10 mm. Do vậy, điện áp của ống được thiết đặt để tạo ra các tia X có chất lượng thích hợp cho mỗi loại ứng dụng. Một vài ví dụ về các điện áp hoạt động và thời gian chiếu thích hợp trong một số ứng dụng chụp hình quang tuyến y tế và công nghiệp được trình bày trong bảng 10.1

Bảng 10.1. Các điện áp hoạt động điển hình để chụp hình bức xạ

		kVp	Khoảng cách (m)	mAs
Chẩn đoán y tế	Xương ngón tay	40	1	10
	Sọ	80	1	100
	Ngực	80	2	80
	Chậu	120	1	150
Công nghiệp	6 mm thép	120	0,5	10
	25 mm thép	160	0,5	200

Trong chất lượng tia X được quyết định bởi điện áp của ống tia thì suất liều lại được quyết định bởi dòng điện chạy trong ống từ catốt đến anốt. Dòng này, thường đo bằng milliampe (mA), bị giới hạn bởi số hạt điện tử bắn ra khỏi catốt. Số hạt điện tử đó lại do nhiệt độ của dây tóc quyết định, mà nó lại phụ thuộc vào dòng điện trong mạch điện áp thấp của dây tóc đó. Vì suất liều do dòng của ống tia quyết định, nên liều tổng cộng trong một ca chụp cụ thể phụ thuộc vào dòng của ống tia nhân với thời gian chụp. Do vậy, liều nhận được trong một ca chụp với dòng 10 mA trong 1s cũng bằng liều nhận được trong ca chụp với dòng 1 mA trong 10s. Trong cả hai trường hợp, sự chiếu xạ đều là 10 milliampe-giây hay 10 mAs.

Suất liều từ một thiết bị phát tia X rất cao so với các suất liều từ các nguồn gamma kín điển hình. Suất liều này thường được biểu diễn qua suất liều hấp thụ tính bằng mGy/phút từ một ống tia có dòng là 1 mA. Một số giá trị suất liều điển hình được trình bày trong bảng 10.2.

Bảng 10.2. **Các thiết đặt suất liều điển hình**

Thiết bị và tấm lọc tia	mGy/(phút x mA) cách 1 m
50 kVp có cửa sổ berylli	100
100 kVp cửa 3 mm nhôm (bên ngoài ống)	30
200 kVp 2mm Cu + 1 mm Al (ngoài ống)	20
300 kVp 2mm Cu + 1 mm Al (ngoài ống)	10
500 kVp 2mm Cu + 1 mm Al (ngoài ống)	25

Tầm quan trọng của cửa sổ berylli nêu trong bảng 10.2 là ở chỗ khả năng xuyên sâu của các tia X điện áp thấp nhỏ đến nỗi một phần lớn sẽ bị chính bóng thủy tinh của ống phát hấp thụ. Một cửa sổ beryllium mỏng sẽ làm giảm sự mất sản lượng tia X này đến mức thấp nhất.

Ở những điện áp cao hơn các phin lọc, thực chất là các tấm hấp thụ bổ sung, được bố trí trong các chùm tia X. Như đã nêu ở trên là các tia X phát ra có mọi mức năng lượng cho đến giá trị điện áp đỉnh. Chỉ một phần nhỏ của chùm tia X với năng lượng cao là có ích, phần còn lại là không mong muốn đối với hầu hết các ứng dụng thực tiễn. Ví dụ, trong chụp hình bức xạ y tế, phần năng lượng thấp dù không đóng góp vào chất lượng hình ảnh, lại gây một liều chiếu xạ không cần thiết trên da bệnh nhân. Việc sử dụng các phin lọc, thường là một tấm nhôm có độ dày thích hợp, có tác dụng hấp thụ có chọn lọc các bức xạ mềm hay bức xạ năng lượng thấp mà không ảnh hưởng nhiều đến chùm tia có ích.

10.4. BẢO VỆ AN TOÀN ĐỐI VỚI CÁC TIA X

Không giống như các đồng vị phóng xạ phát ra bức xạ liên tục, các thiết bị phát tia X có thể bật hoặc tắt tùy ý. Khi máy hoạt động, suất liều từ máy có thể cao hơn rất nhiều so với suất liều từ các nguồn phóng xạ kín nhỏ. Vì vậy, thiết bị này phải được điều khiển như thế nào để người điều khiển không bị chùm tia trực tiếp chiếu xạ lên bất kỳ một hần nào của cơ thể và không để một người nào khác ngẫu nhiên bị chiếu xạ. Các nguyên tắc chung được áp dụng để bảo vệ bức xạ cá nhân như sau:

(a) Huấn luyện thích đáng tất cả các nhân viên điều khiển hoặc sử dụng thiết bị phát tia X theo đúng quy trình vận hành đúng đắn và có hiểu biết về các mối nguy hại liên quan.

(b) Hạn chế kích thước chùm tia đến mức cần thiết nhỏ nhất bằng cách sử dụng phương tiện che chắn hoặc các hệ chuẩn trục được lắp đặt ngay trong thiết bị.

(c) Sử dụng phin lọc thích hợp để loại bỏ bức xạ mềm.

(d) Điều khiển thiết bị trong một buồng được che chắn bất kỳ khi nào có thể. Bộ phận điều khiển phải đặt ngoài phòng chụp và phải lắp đặt các khóa liên động để ngăn cản việc mở máy khi cửa đang mở.

(e) Phát các tín hiệu báo hiệu có thể nghe được và nhìn được mỗi khi máy đang hoạt động hoặc sắp hoạt động.

(f) Xác nhận tác dụng kiểm soát bằng một hệ thống kiểm xạ khu vực và cá nhân.

Các biện pháp áp dụng trong một trường hợp cụ thể phụ thuộc nhiều vào loại công việc và hoàn cảnh tại chỗ. Ví dụ, trong các ứng dụng y tế, sự yên tâm và an toàn của bệnh nhân có tầm quan trọng lớn và có tác động đến các biện pháp bảo vệ được người điều khiển thực thi. Việc bảo vệ chống bức xạ trong các ứng dụng y tế được trình bày chi tiết trong chương 11.

10.5. KIỂM XẠ CÁC CƠ SỞ X-QUANG

Một cơ sở X-quang là một cơ sở, ở đó có sử dụng các thiết bị phát tia X cho các mục đích khác nhau ví dụ như chẩn đoán y tế, chụp hình bức xạ công nhiệp... Một phần quan trọng trong quy trình đưa vào hoạt động một cơ sở X-quang bất kỳ, hoặc các cơ sở tạo ra các bức xạ ion hoá khác, là tiến hành kiểm tra bức xạ toàn diện. Cần chú ý đặc biệt đến các điểm yếu trong che chắn, ví dụ như các chỗ nối trong vật liệu che chắn, các cửa sổ nhìn, các cửa ra vào, và các lỗ hoặc các dây dẫn.Việc kiểm tra thường được tiến hành khi để máy hoạt động ở mức điện áp và dòng cao nhất với các chế độ làm việc bình thường và sau đó là ở các chế độ khác.

Ví dụ, hãy xét một cơ sở X-quang, trong đó chùm tia X phát ra dự tính nằm trong mặt phẳng nằm ngang và các khu vực bên cạnh được che chắn bằng các bức tường dày. Nếu định hướng của máy thay đổi và chùm tia bây giờ hoạt động theo phương thẳng đứng thì liệu các mức bức xạ ở trên và bên dưới cơ sở đó có chấp nhận được không? Nên nhớ là nếu một sự thay đổi như vậy là có thể thì tình thế đó rất có khả năng xảy ra một ngày nào đó. Nếu phát hiện được các mức bức xạ quá cao xảy ra trong các vùng lân cận thì cần áp dụng các biện pháp để ngăn ngừa hoặc ít nhất là báo hiệu về tình trạng đó. Điều này có thể thực hiện được bằng cách ngăn cản cơ học chùm tia hoạt động ngoài các giới hạn quy định, tạo các lớp che chắn bổ sung, hoặc lắp đặt các thiết bị kiểm xạ có tín hiệu báo động tại khu vực đó. Nói chung, hai phương pháp đầu được ưa chuộng hơn.

Rõ ràng là các câu hỏi thuộc loại này phải được xem xét ngay ở giai đoạn thiết kế nhưng điều chủ yếu để khẳng định sự an toàn của cơ sở là

đo trực tiếp. Việc điều tra được lặp lại định kỳ, đặc biệt là khi có một sự thay đổi bất kỳ trong quy trình vận hành.

Cần cẩn thận khi lựa chọn các thiết bị để kiểm xạ các tia X. Vấn đề chính là vấn đề đáp ứng năng lượng. Nhiều thiết bị đo làm việc rất tốt đối với các tia X năng lượng cao và tia gamma nhưng lại đánh giá thấp nghiêm trọng suất liều của tia X dưới khoảng 100 kVp. Đối với các công việc đòi hỏi năng lượng thấp, các thiết bị đo sử dụng buồng ion hoá với cửa sổ mỏng có thể là thích hợp nhất mặc dù đôi khi chúng thiếu độ nhạy. Một vấn đề khác có thể xảy ra khi các thiết bị dạng xung (ví dụ ống G-M) được sử dụng là các thiết bị này có thể bị bão hoà khi suất liều tia X cao nhưng bề ngoài chúng vẫn có vẻ làm việc bình thường. Điều này là do bản chất xung của các tia X cho phép thiết bị đó hồi phục giữa các xung. Do vậy, thiết bị này sẽ ghi lại tốc độ của các xung tia X chứ không phải suất liều trung bình. Điều rất may là ít khi xảy ra vấn đề tương tự trong các thiết bị có thiết kế hiện đại mặc dù nó vẫn có thể xảy ra do lỗi.

Độ an toàn của cơ sở được đánh giá cuối cùng bằng các liều bức xạ mà người điều khiển thiết bị và những người làm việc ở các khu vực lân cận nhận được. Các mức liều này thường được đo bằng các hộp phim mặc dù rằng một số cơ sở hiện nay dùng các liều kế nhiệt huỳnh quang. Sử dụng một số hộp phim hoặc các thiết bị kiểm xạ khác thường xuyên đặt ở những vị trí cố định xung quanh cơ sở thường cũng rất giá trị. Nên nhớ là các máy kiểm xạ cá nhân thường nhỏ về diện tích. Các tia X, đặc biệt là loại dùng trong chụp hình tinh thể, có tiết diện nhỏ. Rất có thể là một chùm tia không chiếu vào liều kế cá nhân nhưng tuy nhiên vẫn chiếu xạ nhân viên đó.

Chương 11
BẢO VỆ AN TOÀN BỨC XẠ TRONG Y TẾ

11.1. CÁC ỨNG DỤNG BỨC XẠ TRONG Y TẾ

Bức xạ ion hóa là một công cụ mạnh trong ngành y tế, nó vừa là phương tiện trợ giúp chẩn đoán, vừa là phương thức điều trị. Ứng dụng thông dụng nhất là chụp X-quang chẩn đoán đối với nhiều loại bệnh. Bức xạ có thể gây ra ung thư nhưng tuy vậy, thật kỳ lạ, nó cũng có thể chữa trị bệnh đó trong một số trường hợp. Đó là vì các tế bào trong giai đoạn đang phân chia nhanh đặc biệt nhậy cảm với bức xạ, mà các khối u ung thư chính là các nhóm tế bào phân chia rất nhanh đến mức không kiểm soát được, nên các tế bào ung thư thường nhạy cảm với bức xạ hơn là các tế bào thường. Còn nhiều bệnh khác có thể điều trị bằng bức xạ, đáng chú ý là các bệnh về da, nhưng vì nó luôn có các nguy hại bức xạ đi kèm nên các phương pháp khác thường được thử trước. Phương pháp điều trị đơn giản nhất là bằng tia X, nhưng các tia γ từ các *nguồn kín* radi, coban-60, hoặc caesi-137 thường được sử dụng để điều trị. (Nguồn kín là các nguồn bức xạ có cấu trúc đảm bảo không cho chất phóng xạ của nó thoát ra môi trường trong điều kiện làm việc bình thường.) Các nguồn kín tương đối nhỏ có thể được cấy bằng phẫu thuật vào vùng cần điều trị. Các nguồn beta kín như stronti/yttri-90 đôi khi được dùng để chiếu xạ da hoặc mắt. Một phương pháp khác trong các bệnh viện chuyên môn lớn là sử dụng các máy gia tốc, như máy Van de Graaff và máy gia tốc tuyến tính, để phát các chùm tia điện tử hoặc nơtrôn.

Các nguồn phóng xạ hở (Chương 9) cũng được dùng trong chẩn đoán và điều trị. Việc đưa một dung dịch phóng xạ vào cơ thể qua miệng hoặc qua mạch máu sẽ dẫn đến sự hấp thụ một hoạt độ phóng xạ vào các bộ phận khác nhau của cơ thể. Tùy thuộc vào chất phóng xạ cụ thể được sử dụng và dạng chất đã dùng, hoạt độ phóng xạ đó có thể phân bố đều khắp cơ thể hoặc tập trung trong các cơ quan nhất định. Trong các ứng dụng điều trị, mục đích là đưa một liều đã định trước đến một cơ quan xác định đồng thời giảm liều gây ra cho toàn bộ cơ thể đến mức thấp nhất. Các phép thử chẩn đoán bao gồm việc quan sát hành vi của các nhân phóng xạ bằng cách hoặc là đo hoạt độ phóng xạ bị bài tiết hoặc đo bức xạ ở ngoài cơ thể. Ví dụ, chức năng của tuyến giáp có thể được kiểm tra bằng cách cho uống dung dịch iodine-131 và đo tốc độ hấp thụ iodine bởi tuyến giáp.

Một kỹ thuật được phát triển trong những năm gần đây và có tầm quan trọng lớn trong chẩn đoán y tế là *chụp cắt lớp trợ giúp bằng máy tính* (computer tomography), hay thường được gọi tắt là *CT* hoặc *scanning* hay *chụp vi tính cắt lớp*. Một ảnh cắt lớp là hình ảnh của một tiết diện hay một lát cắt ngang một vật thể, trong trường hợp này là cơ thể người. Có hai phương pháp là cắt lớp truyền qua và cắt lớp phát xạ, và các ứng dụng của hai hệ thống này sẽ được mô tả ngắn gọn trong chương này.

11.2. CÁC NGUYÊN TẮC CƠ BẢN VÀ TỔ CHỨC BẢO VỆ AN TOÀN

Bảo vệ an toàn bức xạ trong y tế có những vấn đề riêng biệt vì sức khoẻ và sự hồi phục của bệnh nhân là quan trọng bậc nhất. Khi một lượng hoạt độ lớn được đưa vào cơ thể một bệnh nhân thì nó còn có thể gây nguy hại bức xạ đáng kể cho các nhân viên y tế, các bệnh nhân khác, và khách thăm. Các biện pháp bảo vệ bức xạ được thảo luận trước đây như che chắn, khoảng cách, thời gian, và bao kín có thể không áp

dụng được theo cách bình thường. Tuy nhiên, theo nghĩa thông thường, bệnh nhân đó vẫn phải được chăm sóc thích hợp mà không gây tổn hại quá mức cho những người khác.

Các nguyên tắc bảo vệ an toàn bức xạ cơ bản trong y tế là:

(a) Việc khám và điều trị bệnh bằng bức xạ chỉ được thực hiện khi chúng đem lại lợi ích lớn hơn các phương pháp khác.

(b) Tại bất kỳ nơi nào có thể, mọi việc khám và điều trị bằng bức xạ phải được tiến hành trong các đơn vị đặc biệt (khoa, phòng, ban...) chuyên về bức xạ hoặc trong các buồng bệnh chuyên biệt.

(c) Liều cho bệnh nhân phải được giảm đến mức thấp nhất có thể bằng cách dùng những kỹ thuật tốt nhất hiện có và phải thực hiện các biện pháp để giảm đến mức thấp nhất có thể liều trên các bộ phận khác của cơ thể.

(d) Cần thực hiện các biện pháp thông thường để giảm liều trên các cơ quan sinh dục, ví dụ đối với các tia X là hạn chế kích thước trường chiếu và trang bị các tấm che chắn.

(e) Luôn luôn đặc biệt cân nhắc trước khi chỉ định chiếu xạ cho phụ nữ có mang và trẻ em.

(f) Mọi phép chẩn trị sử dụng bức xạ phải được tiến hành theo cách cho phép giảm đến mức thấp nhất liều bức xạ gây cho những người khác.

Quy tắc 10-ngày:

Một vấn đề thực tiễn nghiêm trọng thường xảy ra là khi một phụ nữ nhận một loạt các lần chiếu xạ X-quang liên quan đến vùng bụng hoặc hông, và sau đó phát hiện ra là trong thời gian đó người phụ nữ này đang mang thai. Mối nguy hại còn tồi hơn nếu thai đang trong những tuần tuổi thai đầu tiên. Một giải pháp duy nhất cho vấn đề này là chỉ để những phụ nữ đang tuổi sinh đẻ bị chiếu xạ tia X ở vùng bụng và hông trong vòng 10 ngày đầu sau ngày bắt đầu có kinh nguyệt hàng tháng, đó là lúc chắc chắn họ không mang thai. Giải pháp này được gọi là *quy tắc 10 ngày*, và mặc dù nó gây ra một số vấn đề về tổ chức và sắp xếp thời gian nhưng nói chung hiện nay nó được chấp nhận ở nhiều nước.

Tổ chức và trách nhiệm bảo vệ an toàn bức xạ ở tất cả các cơ sở y tế sử dụng bức xạ đều phải tuân theo các quy định của pháp luật về an toàn và kiểm soát bức xạ của quốc gia sở tại. Nói chung, trách nhiệm cao nhất về bảo đảm an toàn bức xạ trong một cơ sở y tế sử dụng bức xạ thuộc về người quản lý cơ sở đó. Thẩm quyền của người quản lý được thực hiện thông qua người phụ trách an toàn của cơ sở dựa trên sự uỷ quyền. Người phụ trách an toàn bức xạ của một cơ sở thường có trách nhiệm tổ chức thực hiện các biện pháp đảm bảo an toàn theo quy định trong quá trình sử dụng bức xạ tại cơ sở đó.

Điều quan trọng là tất cả các nhân viên có thể bị chiếu xạ trong quá trình làm việc cần được hướng dẫn về bản chất của các mối nguy hại bức xạ và các biện pháp đề phòng cần thực hiện.

Các tính chất nguy hại bức xạ và các phương pháp bảo vệ tùy thuộc vào từng loại nguồn bức xạ và có thể chia ra làm hai loại:

(a) bảo vệ an toàn đối với các nguồn bức xạ kín, và

(b) bảo vệ an toàn đối với các chất phóng xạ hở.

Các nguồn kín ở đây bao gồm không chỉ các nhân phóng xạ được bao kín phát ra bức xạ β hoặc γ mà còn cả các thiết bị phát bức xạ như các máy phát tia X, máy gia tốc điện tử, và máy phát nơtrôn. Về cơ bản, sự khác biệt giữa nguồn kín và nguồn hở là ở chỗ, không kể khi xảy ra tai nạn, còn thì không có vấn đề về nhiễm bẩn phóng xạ đối với loại thứ nhất.

11.3. BẢO VỆ AN TOÀN ĐỐI VỚI CÁC NGUỒN KÍN

11.3.1. Chụp X-quang chẩn đoán

Các máy phát tia X, hay máy X-quang, là loại nguồn kín chính dùng để chẩn đoán với một số kỹ thuật phù hợp với những ứng dụng khác nhau. Kỹ thuật thông dụng nhất, giống như trong chụp hình bức xạ công nghiệp, là chụp hình các bộ phận cơ thể bằng cách đặt phần cơ thể cần khám vào giữa máy X-quang và một tấm phim ảnh. Cẩn thận chọn chất lượng (điện áp) của tia X và loại nhũ tương ảnh thích hợp sao cho có

thể thu được một hình ảnh chất lượng tốt mà chỉ gây một liều khá thấp cho bệnh nhân. Ví dụ, bằng kỹ thuật tốt nhất hiện nay, tia X chụp lồng ngực có thể gây một liều thấp cỡ 100 μSv cho ngực của bệnh nhân trong khi liều điển hình là vào cỡ 1.000 μSv. Liều trên cơ quan sinh dục sẽ thấp hơn nhiều các giá trị này với điều kiện là kích thước chùm tia được điều chỉnh thích hợp sao cho cơ quan này nằm ngoài trường của chùm tia chính. Trong nhiều trường hợp một bệnh nhân cần phải chụp X-quang nhiều lần, nhưng rõ ràng là số lần chụp phải được giảm đến mức thấp nhất.

Liều đối với bác sĩ chụp X-quang được giảm đến mức thấp nhất bằng cách thiết kế an toàn cho phòng chụp tốt, ví dụ như bố trí một buồng nhỏ có che chắn để người chụp có thể đứng trong đó điều khiển máy. Đôi khi có các khó khăn khi chụp như phải đỡ các bệnh nhân trẻ em ở vị trí chụp. Nếu không thể sử dụng một bộ giá đỡ và dây chằng thì bố hoặc mẹ của em bé nên đứng cạnh để giữ em bé tốt hơn là để nhà quang tuyến làm việc đó, vì bố hoặc mẹ em bé là những người ít bị chiếu xạ thường xuyên như vậy. Một vấn đề tương tự xảy ra khi chụp X-quang răng nếu không thể kẹp phim vào đúng vị trí trong miệng. Trong trường hợp này bệnh nhân cần tự mình giữ phim hơn là để nha sỹ hoặc các nhân viên y tế giữ.

Một điểm quan trọng cần nhớ trong việc chụp X-quang y tế là chỉ một lớp che chắn mỏng cũng có thể giảm được liều đáng kể vì các tia X được dùng có năng lượng khá thấp (thường nhỏ hơn 100 kVp). Ví dụ, các vật liệu pha chì hiện có sẵn có thể dùng để làm các tạp dề và găng tay tương đương với khả năng che chắn của khoảng 1 mm chì.

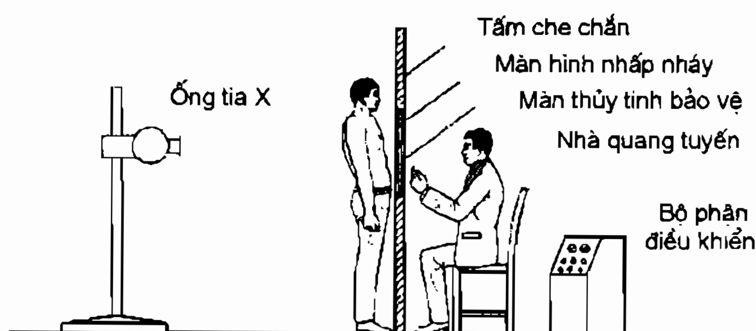
Ngoài các nguy hại do chùm tia chính, các tia X còn có thể bị tán xạ từ bệnh nhân hoặc các vật liệu gần đấy và tạo ra một mối nguy hại nữa.

11.3.2. Soi huỳnh quang chẩn đoán

Trong phép soi huỳnh quang, tấm phim dùng trong chụp hình quang tuyến được thay bằng một màn huỳnh quang. Màn hình này sẽ phát sáng khi bức xạ rọi vào và do vậy cho ta một bức ảnh sống. Thiết bị

này được dùng theo hai cách, chụp quang tuyến thu nhỏ và khám chẩn đoán huỳnh quang. Trong chụp quang tuyến thu nhỏ, bệnh nhân đứng ở trước màn hình như bình thường còn màn hình phát sáng này sẽ được chụp lại bằng một phim nhỏ. Sau khi chụp cả một cuộn phim thì nó sẽ được tráng và các hình X-quang đó sẽ được xem trên một máy đọc phim. Lợi ích chính của kỹ thuật này là tính kinh tế do chi phí vào phim, tráng rửa, và cất giữ giảm đi rất nhiều. Nhược điểm của phương pháp này là liều bệnh nhân phải nhận là vào cỡ 5 mSv so với liều dưới 1mSv cho một lần chụp lồng ngực bằng X-quang thông thường. (Đây là các liều trên bề mặt cơ thể).

Khi khám chẩn đoán bằng huỳnh quang, bác sĩ chụp X-quang đứng sau màn hình và nhìn thấy hình ảnh hiện ra qua sự phát sáng của màn hình này (xem hình 11.1). Đặc trưng cơ bản của kỹ thuật này là chùm tia có thể kéo dài đến 30 giây hoặc lâu hơn vì thế bác sĩ chụp X-quang có thể nhìn thấy hình ảnh di động (ví dụ, khi bệnh nhân thở). Liều bệnh nhân phải nhận khá cao, suất liều điển hình vào khoảng từ 10 đến 20 mSv/phút. Kỹ thuật này đôi khi được dùng để tránh phải xử lý phim. Nếu suất liều gây ra cao hơn thì kỹ thuật này không còn là lý do đúng đắn để soi huỳnh quang nữa và hiện nay nó đang được thay thế bằng các kỹ thuật khác.



Hình 11.1. **Khám bệnh bằng soi huỳnh quang**

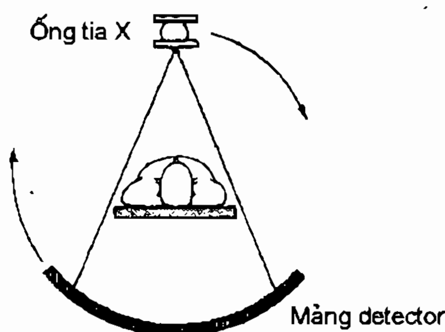
Việc thiết kế và vận hành một buồng soi huỳnh quang cần phải rất cẩn thận để bác sĩ chụp X-quang không bị chiếu xạ quá liều. Bác sĩ chụp X-quang được bảo vệ chủ yếu chỉ dựa vào độ dày của màn hình, một tạp dề chì và một tấm chì treo ở dưới màn hình. Ngoài ra, có thể chuyển bộ

phận tắt bật máy xuống phía dưới màn hình và sử dụng một nút tắt mở bằng chân. Một máy đặt giờ tự động thường tắt chùm tia sau một khoảng thời gian ngắn, chẳng hạn như 20 giây. Tất cả các biện pháp đó là để giúp tránh chiếu xạ quá liều.

Trong bệnh viện, máy soi huỳnh quang thường được dùng kết hợp với một kỹ thuật gọi là tăng cường hình ảnh (tiếng Anh là image itensification), hay còn gọi nôm na là tăng sáng màn hình, trong đó hình ảnh trên màn huỳnh quang được làm rõ lên bằng các phương tiện điện tử. Kỹ thuật này cho phép giảm liều trên cả bệnh nhân và nhà quang tuyến. Phương pháp này có thể cải tiến hơn nữa bằng cách dùng một hệ thống truyền hình mạch kín cho phép bác sĩ chụp X-quang ngồi trong một phòng riêng hoặc trong một buồng được che chắn để khám cho bệnh nhân. Rõ ràng là giá thành của những thiết bị như vậy sẽ tăng đáng kể.

11.3.3. Chụp cắt lớp truyền qua

Như đã nêu ở trên, chụp hình cắt lớp hay scanning là một công cụ quan trọng trong chẩn đoán y tế. Kỹ thuật *chụp cắt lớp truyền qua* (transmission computed tomography) sử dụng một chùm tia X đi xuyên qua cơ thể và một tổ hợp các detectơ đã được chuẩn trục (nghĩa là đã định hướng) đo lượng tia truyền qua. Hình 11.2 minh họa nguyên tắc hoạt động của kỹ thuật này và hệ thiết bị trong đó nguồn và hệ thống detector được quay xung quanh cơ thể. Hệ thống này cho một tổ hợp phức tạp các phản hồi của detector mà chúng sẽ được phân tích bằng máy tính để thiết lập nên hình ảnh của tiết diện vừa được quét.



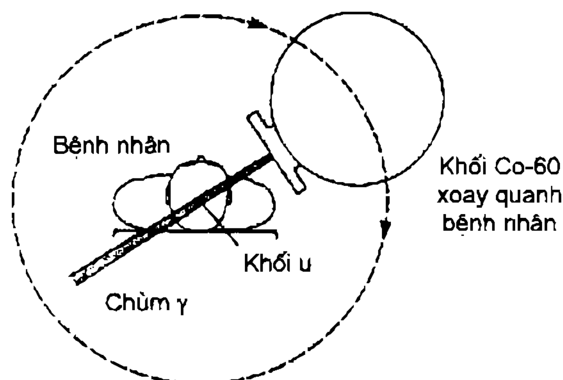
Hình 11.2. **Sơ đồ kỹ thuật chụp cắt lớp truyền qua**

Hệ thống thiết bị này cho thấy các đặc trưng sinh lý hoặc giải phẫu trong cơ thể và do vậy có thể phát hiện được sự có mặt của một yếu tố bất thường chẳng hạn như một khối u.

Liều bệnh nhân phải chịu tùy thuộc vào loại và mức độ khám bệnh, nhưng điển hình vào khoảng 10 mSv nhưng chỉ là cục bộ. Thiết bị này thường đặt trong một buồng được che chắn và chỉ trong những hoàn cảnh đặc biệt nhà quang tuyến mới phải vào phòng trong khi quét chụp.

11.3.4. Xạ trị

Ứng dụng chính của phương pháp xạ trị (radiotherapy) là điều trị bệnh ung thư. Mục đích của nó là cung cấp những liều cao đến mức có thể cho mô bệnh mà không gây tổn thương quá mức cho các mô khoẻ xung quanh. Có hai loại kỹ thuật xạ trị chính là xạ trị từ xa (teletherapy) trong đó nguồn bức xạ được đặt ngoài cơ thể, và xạ trị áp sát (brachytherapy) trong đó nguồn bức xạ được đặt sát cơ thể. Phương pháp xạ trị thường dùng các liều hấp thụ cỡ vài chục Gy và chúng thường được phân ra thành một chuỗi liều nhỏ, ví dụ 20 liều 2 Gy cách nhau khoảng 2-3 ngày. Sự phân liều này là cần thiết để giảm bớt các hiệu ứng phụ.



Hình 11.3. **Điều trị u não bằng thiết bị xạ trị từ xa ^{60}Co**

Một phương pháp xạ trị từ xa thông dụng là dụng tia X cỡ 200 kVp nhưng khi khối u nằm hơi sâu cách bề mặt cơ thể thì phương pháp này lại gây liều trên da lớn hơn liều trên khối u. Vì thế, trong những trường

hợp có khối u như vậy cần sử dụng bức xạ có khả năng xuyên sâu hơn, chẳng hạn như dùng các tia X cỡ 6 MVp hoặc các tia γ từ một nguồn coban-60 lớn. Các nguồn này cũng giúp giảm liều đối với xương.

Cùng với việc chọn năng lượng thích hợp, liều gây ra cho mô khỏe còn được giảm đến mức thấp nhất bằng cách thay đổi hướng chiếu của chùm tia qua cơ thể. Điều này có thể thực hiện được bằng cách chọn những hướng chiếu thích hợp cho các vị trí điều trị khác nhau hoặc sử dụng các thiết bị phức tạp hơn để quay nguồn liên tục xung quanh khối u trong khi chiếu tia. Hình 11.3 minh họa cách điều trị khối u não bằng một thiết bị xạ trị từ xa quay được chứa một nguồn coban-60 lớn. Mặc dù khối u được chiếu xạ liên tục nhưng các vùng xung quanh chỉ bị chiếu xạ trong một phần nhỏ thời gian chiếu khối u đó. Điều trọng yếu nữa là phải dùng một chùm tia có độ tập trung cao và điều đó có thể đạt được nhờ các màn và nón che chắn thích hợp.

Ngoại trừ một vài phương pháp điều trị bằng tia X năng lượng thấp (< 100 kVp), công việc xạ trị phải được tiến hành trong một phòng kín được che chắn không để lọt tia bức xạ ra các khu vực có người xung quanh và được trang bị các khóa liên động có tác dụng đóng nguồn tia lại mỗi khi cửa phòng mở ra. Phòng xạ trị còn cần có một cửa sổ đã được che chắn để quan sát bệnh nhân và một phương tiện liên lạc với bệnh nhân đang được điều trị trong phòng. Ngoài ra việc xạ trị còn phải tuân theo chặt chẽ các quy trình vận hành đặc biệt để tránh tai nạn chiếu xạ quá liều cho bệnh nhân. Các quy trình này bao gồm các bước vận hành đã được phê chuẩn, thiết đặt tự động thời gian chiếu, và thường xuyên hiệu chuẩn thiết bị.

Một kỹ thuật xạ trị khác cũng có hiệu quả là đặt trực tiếp các nguồn phóng xạ kín và nhỏ trên bề mặt cơ thể, hoặc trong các hốc, hoặc cấy bằng phẫu thuật vào cơ thể tùy theo từng vị trí bị bệnh. Kỹ thuật này gọi là xạ trị áp sát (brachytherapy). Các loại nguồn thông dụng nhất là Ir-192 và Cs-137. Nhân viên sử dụng các nguồn này được bảo vệ bằng cách dùng các dụng cụ hoặc thiết bị gá lắp thích hợp vận dụng sáng suốt các yếu tố thời gian, khỏang cách, và che chắn để bảo vệ an toàn. Các

nguồn phải được kiểm tra thường xuyên để xem chúng bị dò không và cơ sở phải soạn sẵn các quy trình liệt kê cụ thể các hành động khẩn cấp cần làm khi nguồn bị mất hoặc bị phá hỏng.

Một bệnh nhân đang mang nguồn xạ trị áp sát có thể gây nguy hiểm bức xạ cho những người khác và do vậy những bệnh nhân này cần được chỉ thị rõ bằng cách trưng các biển báo thích hợp và gắn một thông báo vào giường người bệnh đó. Tốt hơn là dành những buồng bệnh nhỏ và bố trí các giường cách xa nhau. Người phụ trách về an toàn bức xạ, sau khi đã kiểm xạ bệnh nhân đó, sẽ khuyến cáo các nhân viên chăm sóc y tế về mọi hạn chế về mặt thời gian trong quy trình chăm sóc và khi thăm viếng bệnh nhân. Trong một số trường hợp bệnh nhân mang nguồn có thể được xuất viện. Điều này được quyết định trên cơ sở xem xét loại đồng vị phóng xạ được sử dụng, chu kỳ bán rã, suất liều, và đánh giá các mức nguy hại có thể gây ra cho những người khác.

11.4. BẢO VỆ AN TOÀN ĐỐI VỚI CÁC NGUỒN PHÓNG XẠ HỞ

11.4.1. Nguyên tắc chung

Các phòng thí nghiệm nơi chuẩn bị và cấp phát các chất (nguồn) phóng xạ hở để sử dụng trong y tế là các phòng thí nghiệm hóa phóng xạ truyền thống và việc bảo vệ an toàn được tiến hành như đã trình bày trong Chương 8. Điều chủ yếu là phải giảm thiểu tối đa các lượng chất phóng xạ cần xử lý, bao kín chúng khi có thể được, và sử dụng các trang thiết bị và quy trình thích hợp. Cần nhắc lại là trong các phòng thí nghiệm như vậy phải chú ý đặc biệt đến các lớp phủ bề mặt và hệ thống thông khí. Các tủ hút là trang bị cơ bản nhất ngay cả khi chỉ cần pha chế các mức hoạt độ khá thấp. Đối với các công việc ở các mức hoạt độ cao sẽ phải cần dùng các tủ bốc. Các bàn ghế, tủ hút và tủ bốc cần phải có kết cấu thích hợp để gá đỡ được tấm che chắn tạm thời hoặc thường xuyên có thể cần đến khi pha chế các lượng chất phát γ lớn.

Việc chế tạo ra các máy phát đồng vị phóng xạ, đặc biệt là các máy phát Tc-99m, là một bước tiến quan trọng nhằm giảm thiểu sự nhiễm bẩn. Một máy phát điển hình chứa 0,04 TBq (1 Ci) Mo-99 có chu kỳ bán

rã là 66 giờ và phân rã thành đồng vị phát thuần túy γ là Tc-99m, có chu kỳ bán rã là 6 giờ. Mo-99 được hấp thụ vào dioxide thiếc và khi đồng vị con Tc-99m sinh ra thì sẽ được giải phóng vào dung dịch muối trong máy phát đó. Dung dịch muối chứa Tc-99m sẽ được phân vào các lọ nhỏ để dùng cho bệnh nhân.

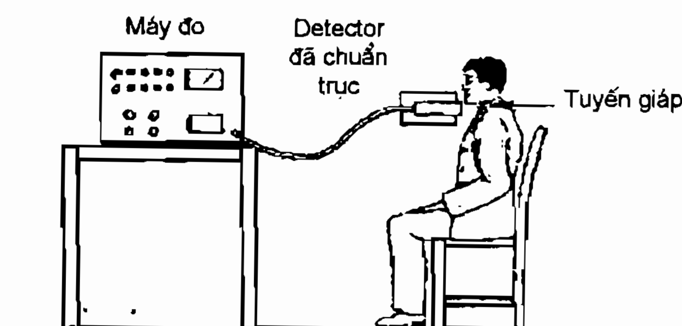
Vì trong tất cả các khu vực chứa chất phóng xạ hở, điều căn bản là phải duy trì tiêu chuẩn chặt chẽ về quản lý phòng thí nghiệm và áp dụng lệnh cấm mọi việc ăn, uống, hút thuốc, và những thao tác bằng miệng như hút ống lấy dung dịch. Quần áo bảo hộ, các phương tiện kiểm xạ và tắm rửa phải được trang bị. Bình thường, cần tách riêng các công việc có mức hoạt độ thấp với các công việc có mức hoạt độ cao trong các phòng thí nghiệm khác nhau vì các phép chẩn đoán mức thấp có thể bị sai lệch do nhiễm bẩn chéo từ các thiết bị có hoạt độ cao dùng trong xạ trị.

11.4.2. Xét nghiệm chẩn đoán bằng đồng vị phóng xạ

Phương pháp đồng vị đánh dấu (vết) giúp ích được trong nhiều việc khám bệnh. Các cơ quan được khám bằng phương pháp này bao gồm phổi, não, gan, lá lách, tuỵ, tuyến giáp, xương, và máu.

Đồng vị chính dùng trong nghiên cứu đánh dấu là Tc-99m dùng để đánh dấu các thuốc hoặc hợp chất có tính đặc trưng trong các cơ quan cần nghiên cứu. Các đồng vị iodine phóng xạ như I-131 và I-123m cũng được dùng, đặc biệt là để thử chức năng của tuyến giáp. Sự di chuyển của vết (chất đánh dấu) trong cơ thể được nghiên cứu nhờ các detector đặt bên ngoài. Một ví dụ là việc sử dụng các detector đơn giản đặt sát cơ thể, như minh họa trên hình 11.4 để kiểm tra sự hấp thụ iodine vào tuyến giáp. Một phương pháp khác nghiên cứu sự di chuyển của hoạt độ đã đưa vào cơ thể là sử dụng *thiết bị chụp cắt lớp phát xạ* (emission computed tomography). Trong kỹ thuật chụp cắt lớp này, các detector đã được chuẩn trực để đo bức xạ phát ra từ các nhân phóng xạ trong cơ thể và một hình ảnh có thể được thiết lập dựa trên sự phân bố của chúng trong cơ thể và sự thay đổi của phân bố đó theo thời gian. Hình ảnh này sẽ cung cấp các thông tin về chức năng của cơ quan được nghiên cứu.

Liều bệnh nhân phải chịu thường vào khỏang 1 mSv đối với các xét nghiệm bằng Tc-99m hoặc I-131 nhưng có thể lên đến khoảng 50 mSv cho một số cơ quan nhất định. Liều trên các nhân viên y tế chủ yếu là liều trên đầu ngón tay do phải xử lý và cấp phát chất phóng xạ đánh dấu (tracer).



Hình 11.4. **Xét nghiệm sự hấp thụ iodine trong tuyến giáp**

Trong hầu hết các trường hợp bệnh nhân có thể được xuất viện ngay sau khi hoàn thành việc khám bệnh vì mức phóng xạ thấp đã dùng không gây nguy hại đáng kể cho những người khác. Hoạt độ phóng xạ này thường giảm xuống đến mức rất thấp trong vòng một vài tuần do bị phân rã và bài tiết.

11.4.3. Điều trị bằng đồng vị phóng xạ

Trong một số trường hợp, việc điều trị được thực hiện tốt nhất bằng cách cho bệnh nhân uống hoặc tiêm các dung dịch phóng xạ vào cơ thể. Đồng vị được chọn là đồng vị sẽ tập trung lại trong cơ quan cần điều trị và như vậy làm giảm tối đa liều trên phần còn lại của cơ thể. Các đồng vị có chu kỳ bán rã khá ngắn (vài ngày) thường được sử dụng và liều lượng được chọn sao cho đạt được liều cần thiết từ lúc uống thuốc cho đến khi đồng vị đó phân rã hoặc bị bài tiết. Ứng dụng chính của phương pháp điều trị bằng các đồng vị phóng xạ là để điều trị các u tuyến giáp bằng I-131. Các liều lượng lên đến 5.000 MBq (~0,1 Ci) được sử dụng để cung cấp một liều tuyến giáp lên đến 100 Gy (10.000 rad), và liều trên toàn thân lên đến 1 Gy (100 rad).

Các bệnh nhân mang các lượng thuốc phóng xạ này phải được chăm sóc trong các điều kiện cho phép ngăn chặn dễ dàng các nhân phóng xạ trong trường hợp bị nhiễm bẩn. Điều kiện lý tưởng là có các khu điều trị bệnh đặc biệt trong đó các bề mặt được thiết kế để cho phép lau chùi dễ dàng và phải có các hệ thống thu gom có lọc. Phải đeo các áo choàng và găng tay khi chăm sóc bệnh nhân, xử lý các vải lót hoặc chất bài tiết và phải tạo ra một khu cất giữ chất thải đặc biệt cho các vải lót bị nhiễm bẩn và các mẫu chất bài tiết. Người chịu trách nhiệm về an toàn bức xạ phải quy định các giới hạn thời gian cho phép làm các thủ tục chăm sóc bệnh nhân và các thời gian thăm nom. Các phương tiện rửa và kiểm xạ phải được trang bị và sử dụng khi ra khỏi khu vực đó và phải tiến hành kiểm tra bức xạ và nhiễm bẩn đều đặn trong khu điều trị bệnh này.

11.5. KIỂM SOÁT VÀ CHÔN CẤT CÁC CHẤT PHÓNG XẠ

Một bệnh viện lớn thường có nhiều nguồn phóng xạ, cả nguồn kín và nguồn hở, và vì vậy cần phải có một khu cất giữ đặc biệt đặt ở nơi có nguy cơ bị phá huỷ do hỏa hoạn hoặc lụt lội thấp nhất đến mức có thể. Việc lưu giữ chính xác các hồ sơ về vị trí của từng nguồn và thống kê thường xuyên các nguồn là rất quan trọng và cần thiết. Cần tiến hành kiểm tra sự dò rỉ của tất cả các nguồn kín ít nhất là mỗi năm một lần và bất kỳ một nguồn nào bị dò đáng kể thì ngay lập tức không được sử dụng nữa. Các nguồn không nằm trong khu cất giữ chính thì phải được cất giữ và vận chuyển chỉ trong các container được chấp nhận. Các container này được chế tạo sao cho chúng tạo thành một lớp che chắn thích đáng và bao bọc đủ để ngăn không cho nguồn bị vung vãi khi bị hư hại. Các container phải được đánh dấu rõ ràng chữ *phóng xạ (radioactive)* và mang ký hiệu ba cánh chuẩn. Phải có văn bản hướng dẫn quy trình nêu chi tiết các hành động cần thực hiện trong trường hợp bị mất hoặc vỡ nguồn.

Trừ khi các lượng hoạt độ rất nhỏ, các bệnh viện ở Việt Nam cần phải có giấy phép để thu gom và cất giữ chất thải phóng xạ. Chính sách chung về cất giữ chất thải ở bệnh viện là sử dụng các phương pháp cục

bộ truyền thống bất cứ khi nào có thể. Các chất thải rắn mức thấp được dọn cùng với rác thải bình thường và cuối cùng được chôn cất tại bãi rác thải địa phương. Các chất thải lỏng mức thấp như nước rửa từ phòng thí nghiệm hoặc các chất bài tiết của bệnh nhân thường được thải ra hệ thống cống bình thường. Vì hầu hết các chất phóng xạ hở dùng trong y tế có thời gian sống ngắn, nên thực tế các chất thải có mức cao thường được lưu giữ cho đến khi phân rã đến một mức chấp nhận được thì thải vào hệ thống cống. Chất thải mức cao có chu kỳ bán huỷ dài, hoặc là rắn hoặc là lỏng, thì bằng cách tổ chức trước sẽ được tập trung lại và gửi đến bãi cất giữ thải quốc gia. Hiện nay, pháp quy về quản lý chất thải phóng xạ đang được xây dựng.

Hồ sơ loại bỏ tất cả các chất thải, cả rắn và lỏng, phải được duy trì và bảo quản. Thực tế thường đo hoạt độ và thành phần của chất thải, nhưng cũng có thể ước lượng cảm tính dựa trên hiểu biết về khối lượng các đồng vị đang được sử dụng.

Chương 12
TÍNH TOÁN PHÒNG ĐẶT MÁY CHIẾU XẠ

Như chúng ta đã biết ở chương 4, tương tác của bức xạ ion hóa đối với cơ thể người gây ra bởi các nguồn bức xạ bên trong hoặc bên ngoài cơ thể đều gây nên các hiệu ứng sinh học có thể dẫn đến những chứng bệnh lý về sau. Bản chất và mức độ trầm trọng của các triệu chứng này cũng như thời điểm chúng xuất hiện phụ thuộc vào liều lượng và tốc độ hấp thụ bức xạ. Các thương tổn bức xạ gây thiệt hại thấy được trên chính người bị chiếu xạ như: nôn mửa, hoa mắt chóng mặt, đục thuỷ tinh thể, vô sinh, máu trắng, ung thư,... hoặc gây ảnh hưởng trên con cái của người bị chiếu xạ do các các tế bào sinh sản bị thương tổn và di truyền đến đời sau.

Nhận thức được mối nguy hiểm do bức xạ ion hóa gây nên, chúng ta cần phải có biện pháp bảo vệ mọi người khỏi các tia bức xạ. Mục tiêu của bảo vệ bức xạ theo các tổ chức bảo vệ sức khoẻ quốc tế là ngăn ngừa các hiệu ứng tất nhiên và hạn chế xác suất xảy ra các hiệu ứng ngẫu nhiên đến mức thấp hơn nhiều nguy cơ khác trong đời sống hàng ngày. Mục tiêu này đạt được bằng cách:

- Thiết lập các giới hạn liều tương đương ở các mức đủ thấp để đảm bảo rằng một ngưỡng liều bất kỳ nào không bị vượt quá mức cho phép.
- Đảm bảo tối ưu hóa việc bảo vệ bức xạ theo nguyên tắc ALARA *(As Low As Resonably Achievable)*, có nghĩa là cần duy trì các mức chiếu xạ ở mức thấp nhất có thể đạt được một cách hợp lý, có tính đến các yếu tố kinh tế, xã hội, và phải luôn tuân theo điều kiện biên là các giới hạn liều tương đương thích hợp không bị vượt quá (nhằm hạn chế các hiệu ứng ngẫu nhiên).

Như vậy, một trong những điều cần quan tâm hàng đầu trong việc hạn chế những ảnh hưởng của tia X là các lớp chắn bức xạ trong một phòng chụp X quang chuẩn đoán hay một phòng điều trị khối u bằng tia X (phòng xạ trị).

12.1. TÍNH TOÁN LỚP NGĂN BỨC XẠ TRONG CÁC PHÒNG X- QUANG CHUẨN ĐOÁN

12.1.1. Giới thiệu chung về lớp ngăn bức xạ

Một lớp chắn đặt vào giữa nguồn bức xạ và người cần được bảo vệ sẽ làm suy giảm liều lượng bức xạ tới một mức giới hạn bắt đầu gây ảnh hưởng. Giới hạn này biểu thị cho lượng bức xạ cực đại truyền qua một lớp chắn đặc biệt đã được thiết kế. Trong báo cáo số 49 của Hội đồng bảo vệ bức xạ quốc gia (National Council of Radiation Protection- NCRP 49), giới hạn chiếu xạ được chọn để thiết kế lớp bảo vệ là 100 mR/tuần đối với những người thường xuyên làm việc trong khu vực bị chiếu xạ *(khu vực khống chế được- controlled areas)* và 10 mR/tuần đối với những người không thường xuyên làm việc trong khu vực chiếu xạ *(khu vực không khống chế được- non_ controlled areas)*. Việc dự kiến các giới hạn này có ý nghĩa đối với lý thuyết, trên thực tế một người có thể sẽ nhận một giới hạn liều xạ cực đại là 5 rem (đối với các khu vực khống chế được) và 0,5 rem (đối với các khu vực không khống chế được) mỗi năm.

Mục đích đặt ra là giảm nhỏ hơn nữa các giới hạn liều xạ trong các khu vực khống chế được và không khống chế được, như vậy các lớp chắn bức xạ sẽ mỏng hơn và không đòi hỏi chi phí quá cao.

Bảng 12.1. **So sánh dự kiến giới hạn liều xạ**

	NCRP 49	Mục tiêu đặt ra
Khu vực khống chế được	100 mR/tuần (1,0 mSv/tuần)	0,1 mSv/tuần
Khu vực không khống chế được	10 mR/tuần (0,1 mSv/tuần)	0,02 mSv/tuần

Bảng 12.2. **So sánh các giá trị liều xạ trong các khoa X quang chuẩn đoán**

Loại phòng	Liều xạ cho bệnh nhân (mA.phút/bệnh nhân)		Số bệnh nhân mỗi tuần		Tổng liều xạ (mA.phút/tuần)	
	Simpkin	NCRP 49 100 kVp	Simpkin	NCRP 49 100 kVp	Simpkin	NCRP 49 100 kVp
Phòng chụp X quang thông thường	2,45	8,3	112	120	274	1000
Ống tia Fluroscopic (R&F)	12,9	6,25	17,6	120	227	750
Ống tia Radiographic (R&F)	1,51	----	23,3	----	35	----
Phòng chụp X quang ngực chuyên dụng	0,216	0,5	206	300	44	150
Phòng chụp X quang vú	6,69	----	47,4	----	317	----
Phòng chụp X quang tim mạch.	160	----	19,1	----	3050	----
Phòng chụp X quang mạch máu ngoại biên.	64,1	17,5	21	40	1350	700
Chụp cắt lớp	205	----	64	----	13000	----

R&F là một phòng X quang tăng sáng chuyên dụng với một ống tia X dành riêng cho chụp X quang.

12.1.2. Hệ số chiếu xạ (Occupancy Factors)

Hệ số chiếu xạ T trong một khu vực được định nghĩa là tỉ lệ bức xạ trong khu vực đó chiếu xạ cực đại vào một người có mặt tại thời điểm đó, tính trung bình trong khoảng thời gian một năm. Mức liều xạ trung bình trong một khu vực bị chiếu xạ một phần cao hơn mức liều xạ trung bình trong khu vực bị chiếu xạ toàn phần một hệ số là 1/T. Giả sử rằng một thiết bị X quang ngẫu nhiên được sử dụng trong ngày, hệ số chiếu xạ là tỉ lệ lượng bức xạ trong một ngày làm việc 8 giờ chiếu vào một người xuất hiện trong khu vực đó, tính trung bình trong khoảng 1 năm. Ví dụ, một khu vực ngoài trời ngay sát bên cạnh phòng chụp X quang có hệ số chiếu xạ xác định là 1/40 (bảng 12.3), điều đó có nghĩa là một người nào đó cứ trung bình một giờ mỗi tuần có mặt trong khu vực đó và

có mặt vào tất cả các tuần trong một năm. Hệ số chiếu xạ 1/40 là vừa phải đối với các khu vực ngoài trời dành cho những người đi bộ và các phương tiện giao thông công cộng (ví dụ như các vỉa hè, đường phố, các phương tiện giao thông đi lại qua khu vực đó, các bãi cỏ mà không có các ghế ngồi hay chỗ dừng chân). Hệ số chiếu xạ trong một khu vực không phải chỉ xét cho khoảng thời gian mà một người bất kỳ nào ngẫu nhiên xuất hiện trong khu vực đó mà phần lớn thời gian có mặt tại đó.

Hệ số chiếu xạ nhỏ nhất theo khuyến nghị đối với một khu vực không khống chế được là 1/40 để đảm bảo rằng một người bất kỳ nào có thể nhận được không quá 20μSv (2mrem) mỗi giờ. Một khu vực không khống chế được có hệ số chiếu xạ là 1/40 và giới hạn liều xạ là P = 20 μSv/tuần có nghĩa là sự phân phối liều xạ sẽ không quá 20 μSv mỗi giờ trong một tuần làm việc 40 giờ.

***Bảng 12.3.* Hệ số chiếu xạ đối với những khu vực không khống chế được**

Vị trí	T
Các văn phòng, cửa hàng, các khu tập thể, khu vui chơi ngoài trời của trẻ em, các khoảng không gian gần các toà nhà cao tầng (a)	1
Tiệm giặt quần áo	1
Phòng chờ có người (c)	1
Phòng của các y tá	1/2
Phòng điều trị và thăm khám cho bệnh nhân	1/2
Bếp	1/2
Các phòng ăn	1/2
Buồng bệnh (b)	1/8
Cầu thang	1/8
Phòng của các nhân viên	1/8
Phòng nghỉ và phòng tắm	1/20
Các khu vực bán hàng tự động không có người	1/20
Các phòng lưu trữ	1/20
Các khu vực ngoài trời có ghế ngồi	1/20
Các khu vực ngoài trời chỉ có người đi bộ và các phương tiện giao thông đi lại	1/40
Các khu vực đỗ xe	1/40
Các khu vực có các phương tiện giao thông chạy qua	1/40
Các tầng mặt thượng	1/40
Các phòng chờ không có người	1/40
Cầu thang	1/40
Thang máy khi không có người	1/40
Phòng thay quần áo của bệnh nhân	1/40

(a) Cần phải lưu ý khi sử dụng hệ số chiếu xạ nhỏ cho một phòng ngay bên cạnh phòng chụp X quang để xem xét cả những khu vực xa hẳn so với phòng chụp X quang mà lại có hệ số chiếu xạ cao hơn và từ đó đưa ra giới hạn cho việc thiết kế lớp bảo vệ đối với khoảng cách lớn hơn.
(b) Được hạn chế bởi các nhân viên y tá có mặt- không phải bởi bệnh nhân hay gia đình.
(c) Được hạn chế bởi những người có mặt.

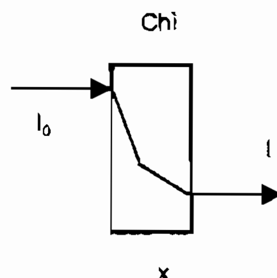
Bảng 12.4. **Hệ số chiếu xạ đối với những khu vực khống chế được**

Vị trí	T
Phòng điều khiển chụp X quang	1
Khu vực đọc phim	1
Phòng kiểm tra siêu âm	1
Phòng y học hạt nhân	1
Các văn phòng khác	1
Phòng làm việc	1
Phòng của những người làm công	1
Phòng X quang bên cạnh	1
Phòng các nhân viên y tế	1/2
Văn phòng trưởng khoa X quang	1/2
Bếp	1/2
Các phòng nghỉ	1/4
Cầu thang	1/4
Khu vực chăm sóc bệnh nhân	1/4
Các phòng thay quần áo của bệnh nhân	1/8

12.1.3. Sự phân bố liều xạ (Workload Distribution)

Sử dụng một mức năng lượng của chùm tia (single kVp) khi thiết kế lớp chắn bức xạ cho các phòng X quang chẩn đoán là một phương thức rất cổ điển, bởi vì các thiết bị X quang hiện nay được vận hành ở nhiều mức năng lượng khác nhau, hầu hết các mức này đều nhỏ hơn 100 kVp. Theo khuyến nghị số 49 của NCRP, mức liều xạ đối với các phòng X quang thông thường là 1000 mA.phút/tuần ở năng lượng 100 kVp là hoàn toàn không có thực. Tại 100 kVp, chỉ đòi hỏi một dòng điện là 4 mA trong thời gian 1 giây (4 mAs) để chụp phim một bệnh nhân dày 20 cm, sử dụng phim tốc độ 400 screen/film ở khoảng cách 100 cm từ nguồn phát tia tới thiết bị thu nhận ảnh (SID - Source-to-Image distance). Do đó, với cường độ tia là 1000 mA. phút/tuần thì phải chụp 15000 phim mỗi tuần, hay hơn 6 phim mỗi phút trong 40 giờ một tuần. Để thiết kế lớp chắn bức xạ, sự phân bố mức năng lượng (kVp) rõ ràng là quan trọng hơn độ lớn của liều xạ, bởi vì mức bức xạ ở phía bên kia của lớp chì bảo vệ sẽ thay đổi theo quy luật hàm mũ của năng lượng chùm tia.

$$I = I_0.e^{-\mu x}$$



Với:

I_0 - Cường độ chùm tia trước khi đi qua lớp chì

I - Cường độ chùm tia sau khi đi qua lớp chì

x- Độ dày lớp chì

μ- hệ số suy giảm tuyến tính

Sự phân bố liều xạ cho phép tính toán lớp chắn bức xạ được thực hiện bằng cách sử dụng một loạt các mức năng lượng bức xạ khác nhau với một liều xạ khác nhau tại mỗi điện áp vận hành. Mức bức xạ tổng cộng là tổng của tất cả các giá trị năng lượng khác nhau. Bề dày của lớp bảo vệ theo yêu cầu phụ thuộc vào liều xạ trong khu vực chiếu xạ mà không vượt quá mức giới hạn cho phép là P/T. Vì vậy tính toán lớp bảo vệ dựa vào các mức năng lượng bức xạ khác nhau hiện nay đang được sử dụng rộng rãi thay cho cách tính chỉ dựa vào một mức năng lượng trước đây. Và sự phân bố liều xạ đạt được từ các cuộc khảo sát chính là cơ sở dữ liệu để xây dựng nên phương pháp này. Từ sự phân bố liều xạ, người ta sẽ tính toán bức xạ sơ cấp và bức xạ thứ cấp tới bệnh nhân ở khoảng cách một mét. Khảo sát toàn bộ số bệnh nhân trong một tuần và khi khoảng cách thay đổi thì sự phân bố liều xạ phải tuân theo luật nghịch đảo bình phương khoảng cách. Khi xem xét sự truyền bức xạ qua lớp vật liệu chắn đối với sự phân bố bức xạ, có thể xác định được bề dày của lớp vật liệu bảo vệ sao cho khi bức xạ truyền qua sẽ giảm liều xạ còn P/T.

12.1.4. Tấm chắn sơ cấp (The Primary Barrier)

Do khay đỡ ngực trong thiết bị X quang chụp vú (mammography) (hình 12.1) và ống tăng sáng trong thiết bị X quang tăng sáng (fluoroscopy) (hình 12.2) đã làm nhiệm vụ như một vật chắn sơ cấp chùm tia X nên các tấm chắn bảo vệ sơ cấp chỉ thích hợp trong các phòng chụp X quang hoặc các ống tia ở phía trên cao trong các phòng X quang chiếu chụp mạch thông thường (conventional R & F room), các

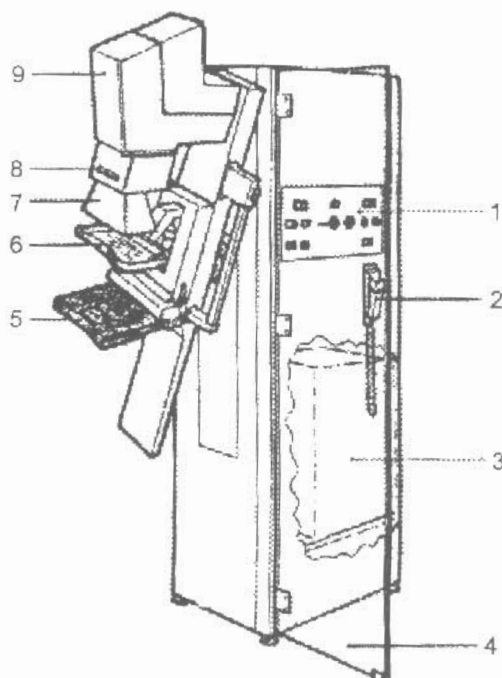
bức tường trên đó có gắn tấm giữ cassette (trong trường hợp chụp X quang ngực), sàn nhà và các bức tường khác của phòng chụp.

TỦ ĐIỀU KHIỂN

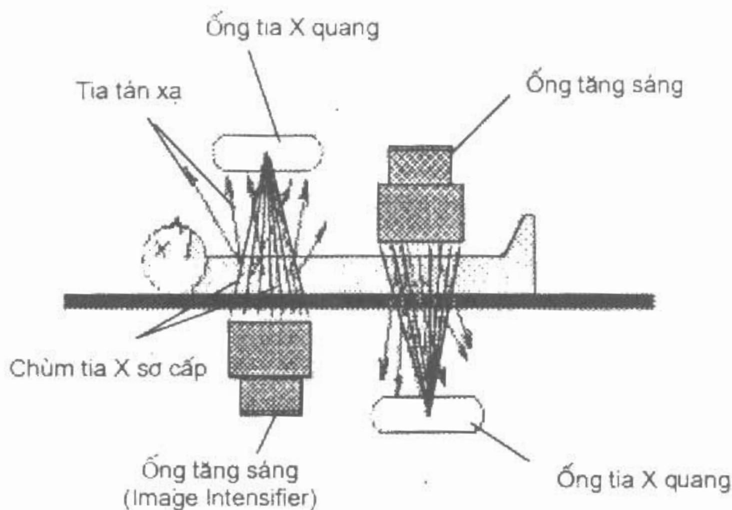
1- Khối điều khiển
2- Chuyển mạch bằng tay từ xa
3- Phân hệ cao áp
4- Tấm kính chắn tia

PHẦN CHẨN ĐOÁN

5- Tấm giữ phim
6- Khay nén ngực
7- Ống hình nón hạn chế vùng chụp
8- Ống chuẩn trực chùm tia X sơ cấp
9- Vỏ bao quanh ống tia X



Hình 12.1. **Sơ đồ một thiết bị X quang chụp vú (mammography)**



Hình 12.2. **Ống tăng sáng của thiết bị chiếu X quang (như một vật chắn sơ cấp) trong hai trường hợp: ở phía dưới bệnh nhân và ở phía trên bệnh nhân.**

Chùm tia X sơ cấp (primary beam) bị suy giảm mạnh khi đi qua bệnh nhân, lưới lọc (grid), cassettes (cassette là một thiết bị lưu phim trong khi chụp), giá đỡ cassette, và bàn chụp X quang hoặc tường trước khi tới đập vào tấm chắn sơ cấp. Qua nghiên cứu thấy rằng một lớp chì dày 1,6 mm tương đương với một bệnh nhân có bề dày 20 cm, tại 100 kVp, hệ số truyền qua (transmision factor) bệnh nhân và phần cứng của bàn chụp X quang là $5{,}9 \times 10^{-4}$. Tuy nhiên, bệnh nhân không thể làm suy hao hoàn toàn chùm tia X sơ cấp, do đó một phần của chùm tia sẽ đi qua bệnh nhân và tới đập vào lưới grid hoặc cattssete hoặc tán xạ tới các vật hoặc các bệnh nhân khác. Người ta tính trung bình theo không gian những khu vực mà các tia X như vậy xuất hiện trên toàn bộ vùng chùm tia X sơ cấp và trên tổng số bệnh nhân. Như vậy, bệnh nhân cũng là một nhân tố hết sức quan trọng trong việc tính toán lớp chắn chùm tia X.

Một cách tính thích hợp là bỏ qua sự suy hao đáng kể khi tia X đi qua bệnh nhân, và chỉ xét đến sự suy giảm bởi các phần cứng trong quá trình chùm tia X đi qua như lưới grid, cassette, giá đỡ cassette và bàn chụp X quang.

Một lưu ý trong khi tính toán lớp chắn bức xạ sơ cấp là phải xét đến sáu tham số sau đây để đạt được kết quả chính xác:

P Mức liều xạ (tính bằng mSv) trong một khu vực bị chiếu xạ bên cạnh phòng chụp X quang cần giảm đi .

d_P Khoảng cách (tính bằng mét) từ nguồn phát xạ tới khu vực cần được bảo vệ.

W Liều xạ hoặc phổ của liều xạ tính theo mA.phút/tuần.

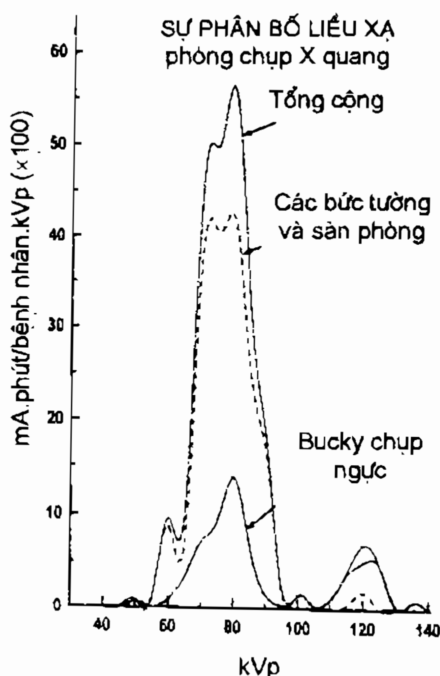
U Hệ số sử dụng: Phần trăm thời gian nguồn bức xạ chiếu vào lớp chắn bức xạ.

T Hệ số chiếu xạ: Phần trăm thời gian khu vực đó bị chiếu xạ (bị chiếm giữ).

kVp Điện thế hoạt động của thiết bị X quang khi phát ra bức xạ.

1) Phương pháp tính toán lớp chắn sơ cấp đối với sàn nhà

Như đã thấy ở bảng 12.5, một bàn chụp X quang điển hình, với một cassette để trong hộp giữ cassette, tương đương với một lớp chì dày hơn 0,8 mm và tương đương với một lớp bêtông dày 7 cm. Bàn X quang này có mặt trên của bàn là các sợi phíp cácbon, một lưới grid, một giá đỡ cassette có tổng chiều dày lớp thép là 3mm, và mặt dưới bàn có bề dày lớp thép là 1,5 mm. Khi tính toán sàn một phòng chụp X quang người ta cần phải tính bề dày lớp chắn bức xạ sơ cấp yêu cầu, với giả thiết rằng chùm tia sơ cấp đập trực tiếp vào sàn nhà, rồi sau đó đi qua 7 cm bêtông hoặc 0,8 mm chì. Sự phân bố liều xạ lên sàn nhà được mô tả như trên hình 12.3, với hệ số sử dụng khoảng 0,9 tới 1,0.



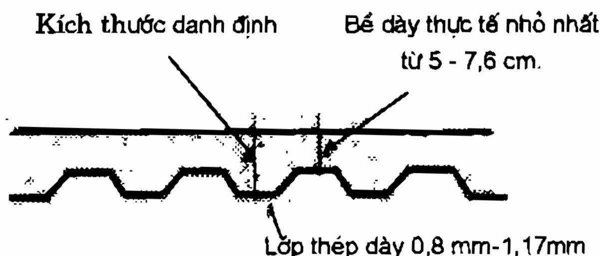
Hình 12.3. Sự phân bố liều lượng chùm tia X trong một phòng chụp X quang được quyết định bằng cách khảo sát các vị trí trong phòng chụp. Phổ này đã được vẽ lại có giảm bớt độ gợn sóng để dễ xem. Sự phân bố của tất cả các tấm chắn được chia làm hai loại: chùm tia sơ cấp chiếu thẳng trực tiếp về phía tường có gắn bucky chụp ngực và các tia chiếu về các bức tường khác hoặc sàn nhà. Khoảng 90% các tia loại thứ hai này chiếu về phía sàn. Liều xạ tới một bệnh nhân nằm dưới các đường cong này.

Cách xem xét này đưa ra một khả năng dự trữ an toàn đáng kể, thậm chí ngay cả khi những nhà thiết kế kớp chắn không có được những thông tin chi tiết về cấu trúc của bàn chụp X quang, bởi vì cách tính này bỏ qua sự suy hao của chùm tia khi đi qua bệnh nhân. Nếu tính một

cách chính xác thì một bệnh nhân dày 20 cm tương đương với một lớp bêtông dày 6 cm.

Một sàn nhà bằng bêtông điển hình có một cấu trúc tuần hoàn như chỉ ra ở hình 12.4, và lớp bêtông được đổ lên trên một mặt sàn bằng thép. Lưu ý rằng bề dày tối thiểu của lớp bêtông luôn nhỏ hơn bề dày danh nghĩa mà các kiến trúc sư và các nhà thiết kế đặt ra. Bề dày tối thiểu này cần được sử dụng để tính toán lớp chắn tương đương trừ khi khu vực bên dưới phòng chụp có lưu lượng thay đổi, khi đó người ta phải sử dụng khái niệm suy giảm trọng số trung bình trong không gian *(attenuation-weighted spatial average)*.

Cấu trúc sàn phòng điển hình bằng bêtông



Bêtông trọng lượng nhẹ = 1,8 g/cm^3
Bêtông trọng lượng vừa phải = 2,35 g/cm^3

Hình 12.4. **Sàn nhà bằng bêtông được lát trên một mặt kim loại**

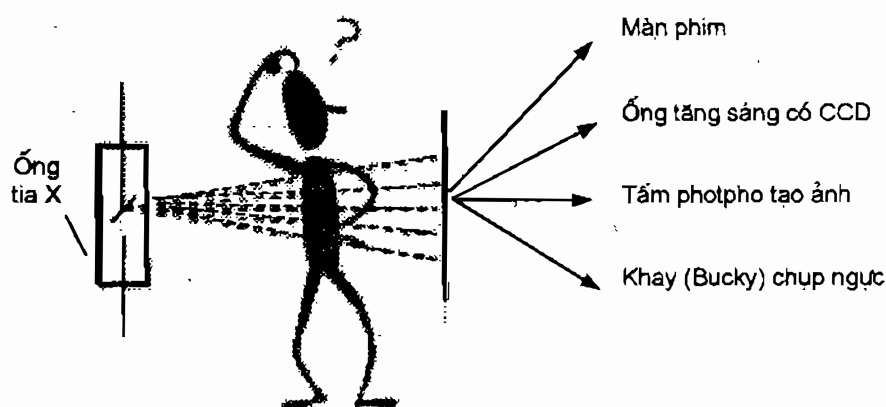
Các nhà thiết kế cũng cần nhận thức được khả năng của bêtông "trọng lượng nhẹ" (1,8g/cm^3) được sử dụng trong cấu trúc nhà so với bêtông thông thường (2,35 g/cm^3). Do đó, để đạt được cùng một mức chắn bức xạ thì bề dày yêu cầu của lớp bêtông nhẹ lớn hơn 31% so với bêtông thường. Các bảng và hình vẽ trong trong cuốn sách này là đối với bêtông thường. Việc đặt một lớp thép mỏng để chắn bức xạ là không đáng kể bởi vì các xà rầm cứng bên trong lớp bêtông và các phần cứng của bàn chụp

X quang đã chặn tất cả các tia lại, ngoại trừ những tia X mang năng lượng cao trong chùm tia sơ cấp. Do đó sự suy giảm của chùm tia trong thép là nhỏ nhất và có thể bỏ qua. Ví dụ, hệ số truyền qua một tấm thép dày 20 gauge (cỡ 0,9 mm) với mức độ suy giảm cao là 59% ở 80 kVp, và 71% ở 100 kVp.

Bảng 12.5. **Bề dày tương đương, x_{pre}, của bộ phận thu nhận ảnh trên bàn X quang và của giá đỡ cassette thẳng đứng khi lắp đặt một phòng X quang.**

Bề dày tương đương của bàn và bộ thu nhận ảnh X quang, x_{pre} (mm)					
Loại cài đặt	Chì	Bêtông	Thạch cao	Thép	Kính
Phòng chụp X quang (tất cả các lớp chắn)	0,87	73	230	7,1	84
Phòng chụp X quang (tường có gắn Bucky chụp ngực)	0,85	72	230	7,4	83
Phòng chụp X quang (sàn và tường khác)	0,94	74	235	7,0	88
Ống tia X trong phòng R&F	0,86	73	230	7,5	83
Phòng chụp ngực	0,91	72	230	7,5	86

2) Tấm chắn sơ cấp có giá đỡ cassette gắn trên tường



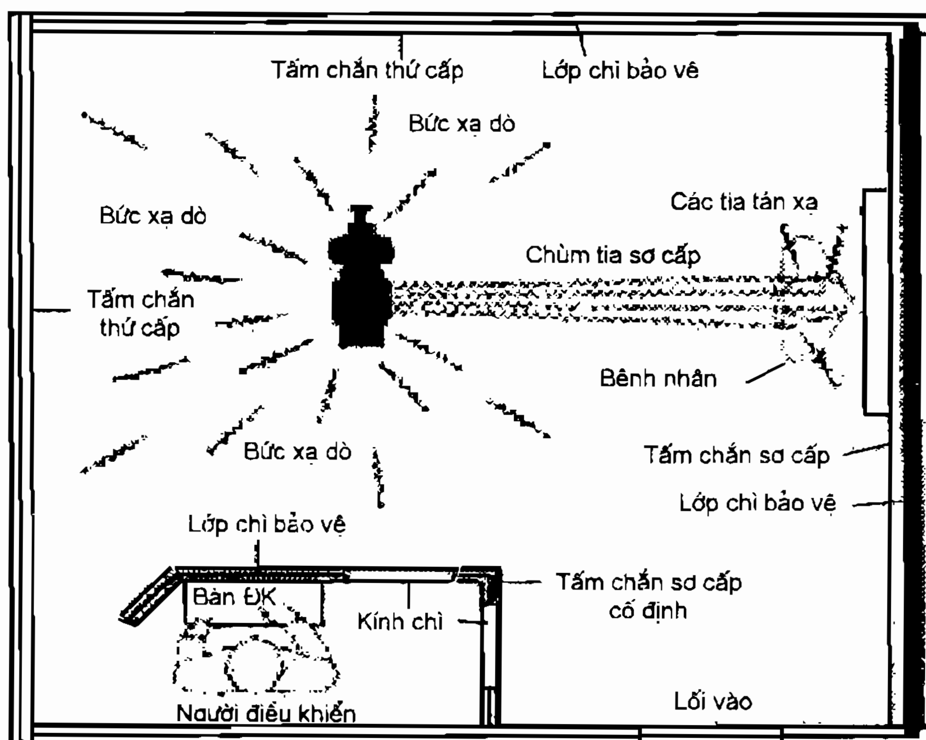
Hình 12. 5. **Vị trí của các thiết bị nhận ảnh X quang**

Giá đỡ cassette gắn trên tường gồm một số lượng thép tương đối, kết hợp với lưới grid và cassette sẽ làm suy giảm chùm tia đáng kể (hình 12.5). Các thiết bị gắn trên tường làm suy giảm cường độ chùm tia một cách đáng kể. Một cách xem xét là bỏ qua sự suy giảm của chùm tia khi đi qua bệnh nhân và coi khay chụp ngực, lưới grid và cassette trên tường

tương đương với 0,8 mm chì (hoặc 7 cm bêtông). Đầu tiên bề dày lớp chắn sơ cấp được tính toán bằng cách sử dụng sự phân bố liều xạ đối với khay chụp ngực gắn trên tường, với giả thiết rằng chùm tia tới đập trực tiếp lên tường (hoặc sử dụng sự phân bố liều xạ lên tường có gắn khay chụp ngực ở hình 12.3 đối với các phòng chụp X quang), sau đó trừ đi bề dày tương đương của chì hoặc bêtông rút ra từ bảng 12.5. Đối với sự phân bố liều xạ này không đòi hỏi phải có hệ số sử dụng bởi vì bản thân nó đã nằm trong dữ liệu liều xạ rồi.

12.1.5. Tấm chắn thứ cấp

Khi chùm tia bức xạ sơ cấp phát ra từ ống tia tới đập vào bệnh nhân, nó sẽ làm phát ra các tia bức xạ thứ cấp, các tia này được gọi là các tia tán xạ (hình 12.6). Các tia tán xạ không mang các thông tin chẩn đoán, làm mờ phim và làm hạn chế độ tương phản của ảnh X quang.



Hình 12. 6. **Sự phân bố chùm tia bức xạ sơ cấp và bức xạ thứ cấp (bức xạ dò và tán xạ) trong một phòng chụp X quang**

Khi ống tia X quang hoạt động với năng lượng theo yêu cầu, nó phát ra chùm tia sơ cấp qua một cửa sổ, nhưng cũng đồng thời phát ra các tia qua các phần khác của ống tia, các tia này chiếu xạ môi trường xung quanh và được gọi là các bức xạ dò.

Bức xạ dò và tán xạ được gọi chung là bức xạ thứ cấp, nó chiếu xạ vào các bệnh nhân và môi trường xung quanh.

1) Bức xạ dò từ ống tia X quang

Người ta bọc chì ở lớp vỏ của ống tia X quang để làm giảm các bức xạ dò ra khỏi ống khi ống tia hoạt động. Với một điện áp đỉnh cực đại (maximum kVp), và dòng điện cực đại (maximum mA) cho phép ống tia hoạt động liên tục ở điện áp cực đại này. Điều này có thể được tính toán bằng cách giả sử rằng cường độ dò khi không có lớp vỏ tương đương với cường độ dò của chùm tia sơ cấp. Để hạn chế dò bức xạ ở điện áp đỉnh 150 kVp, 3,3 mA, yêu cầu bề dày của lớp vỏ ống để giảm cường độ bức xạ dò xuống 100 mR/giờ ở khoảng cách 1 mét là 2,3 mm chì. Liều lượng chiếu xạ ở mỗi kVp của phân bố liều xạ trong một phòng chụp sẽ được suy giảm đi qua bề dày lớp chì này và sau đó được tính tổng lại để đưa ra liều lượng của bức xạ dò "không qua lớp chắn" tác động lên bệnh nhân ở khoảng cách 1 mét (như ở bảng 12.6).

Do các tia bức xạ dò bị chặn một cách đáng kể bởi lớp chì bọc vỏ ống phát tia X, nên khả năng đâm xuyên của tia qua các lớp chắn được tính bằng cách sử dụng *khái niệm Half-value Layer* (kí hiệu HVL). *(HVL-Half Value Layer - là một lớp mô cơ thể hoặc một lớp vật liệu nào đó làm giảm cường độ tia đi một nửa).* Giá trị HVL của một mô mềm đối với các tia X quang mang năng lượng 100 kVp là khoảng 3 cm, các tia gamma 140 kVp trong thiết bị Technetium-99m là 5 cm (dùng để chụp xương) và các tia gamma 1,25 MeV trong máy Cobalt-60 là 10 cm (dùng trong điều trị khối u).

Sự đâm xuyên của một chùm tia qua một lớp có bề dày d = n HVL sẽ làm suy giảm cường độ chùm tia đi một hệ số 2^n.

Sự đâm xuyên của các tia X quang qua các nguyên liệu chắn bức xạ như chì và bêtông thấp hơn so với các mô mềm nhưng lại tăng lên một cách đáng kể theo năng lượng của chùm tia (xem bảng 12.6).

Bảng 12.6. **Liều lượng bức xạ thứ cấp không chắn, D_{sec}^{1}, (mGy) đối với các khu vực có phân bố liều xạ xác định với $d_s = d_L = 1m$**

Sự phân bố liều xạ	Liều xạ tổng cộng (mA.phút)	F(cm²)	Tại khoảng cách d (m)	D_{sec}^{1}, Liều xạ thứ cấp không chắn (mGy) trên tổng liều xạ W_{norm} tại khoảng cách 1m				
				Dò	Tán xạ 90°	Tổng cộng 90°	Tán xạ 30°, 135°	Tổng cộng 30°, 135°
50 kV_p (anốt Vonfram)	1.0	1000	1.00	1.23×10^{-11}	4.24×10^{-3}	4.24×10^{-3}	6.34×10^{-3}	6.34×10^{-3}
70 kV_p (anốt Vonfram)	1.0	1000	1.00	4.70×10^{-7}	9.44×10^{-3}	9.44×10^{-3}	1.38×10^{-3}	1.38×10^{-3}
100 kV_p (anốt Vonfram)	1.0	1000	1.00	9.90×10^{-4}	2.24×10^{-2}	3.24×10^{-2}	3.17×10^{-2}	3.26×10^{-2}
125 kV_p (anốt Vonfram)	1.0	1000	1.00	2.56×10^{-3}	3.73×10^{-2}	3.98×10^{-2}	5.14×10^{-2}	5.39×10^{-2}
150 kV_p (anốt Vonfram)	1.0	1000	1.00	4.42×10^{-4}	5.44×10^{-2}	5.88×10^{-2}	7.36×10^{-2}	7.80×10^{-2}
1. Phòng chụp X quang (tất cả các tấm chắn)	2.45	1000	1.00	5.32×10^{-4}	3.37×10^{-2}	3.42×10^{-2}	4.83×10^{-2}	4.88×10^{-2}
2. Phòng chụp X quang (tường có gắn tấm chụp ngực)	0.60	1535[a]	1.83	3.88×10^{-4}	4.91×10^{-3}	5.30×10^{-3}	6.94×10^{-3}	7.33×10^{-3}
3. Phòng chụp X quang (sàn nhà/ các tấm chắn khác)	1.85	1000	1.00	1.44×10^{-4}	2.30×10^{-2}	2.31×10^{-2}	3.31×10^{-2}	3.32×10^{-2}
4. Ống chiếu tia trong phòng chiếu chụp X quang	12.9	730[b]	0.80	1.16×10^{-2}	0.314	0.326	0.443	0.445
5. Ống tia X trong phòng chiếu chụp X quang	1.51	1000	1.00	9.42×10^{-4}	2.78×10^{-2}	2.78×10^{-2}	3.92×10^{-2}	4.02×10^{-2}
6. Phòng chụp ngực	0.216	1535[a]	2.00	3.81×10^{-4}	2.31×10^{-3}	2.87×10^{-3}	3.22×10^{-3}	3.60×10^{-3}
7. Hệ thống chụp nhũ ảnh (anốt molipden)	6.69	720[a]	0.58	1.14×10^{-5}	1.13×10^{-2}	1.13×10^{-2}	4.89×10^{-2}	4.89×10^{-2}
8. Phòng X quang chụp mạch máu tim	160	730[b]	0.90	8.83×10^{-2}	2.16	2.70	3.70	3.79
9. Phòng X quang chụp mạch ngoại biên	64.1	730[b]	0.90	3.38×10^{-3}	0.655	0.658	0.946	0.950

Chú ý: *a. Kích thước trường chiếu 35,56 cm × 43,18 cm*

b. Đường kính ống tăng sáng 30,48 cm

c. Kích thước của Casette 24cm × 30cm.

Bảng 12.7. **Giá trị HVL của Chì và bêtông ứng với các mức năng lượng của chùm tia X khác nhau.**

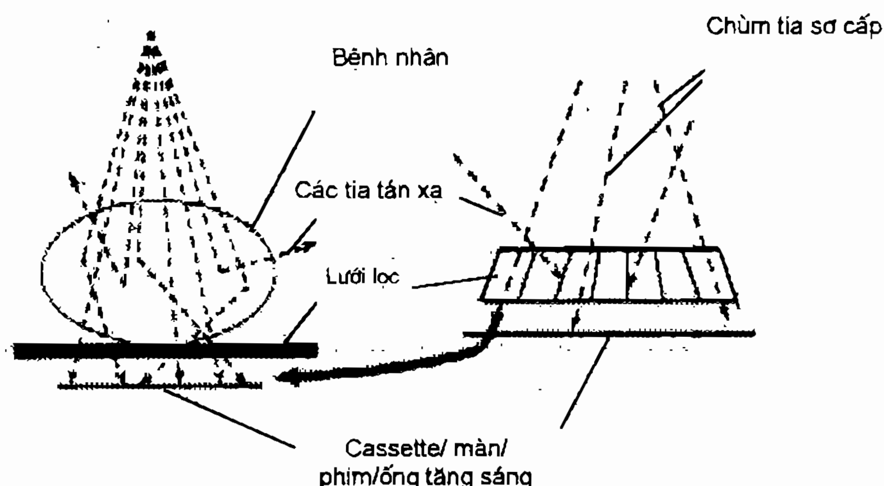
kV	HVL của Chì (mm)	HVL của bêtông (cm)
50	0,06	0,43
70	0,17	0,84
100	0,27	1,6
125	0,28	2,0
150	0,30	2,24

Như vậy, chì là một loại vật liệu hết sức hiệu quả trong việc chắn các tia X quang.

2) Tán xạ

Lượng bức xạ do tán xạ được quyết định bởi các tia tán xạ. Đó là tỉ số giữa lượng tán xạ ở khoảng cách 1 mét tính từ điểm giữa của bệnh nhân và lượng bức xạ sơ cấp ở khoảng cách 1 mét tính từ ống tia X quang.

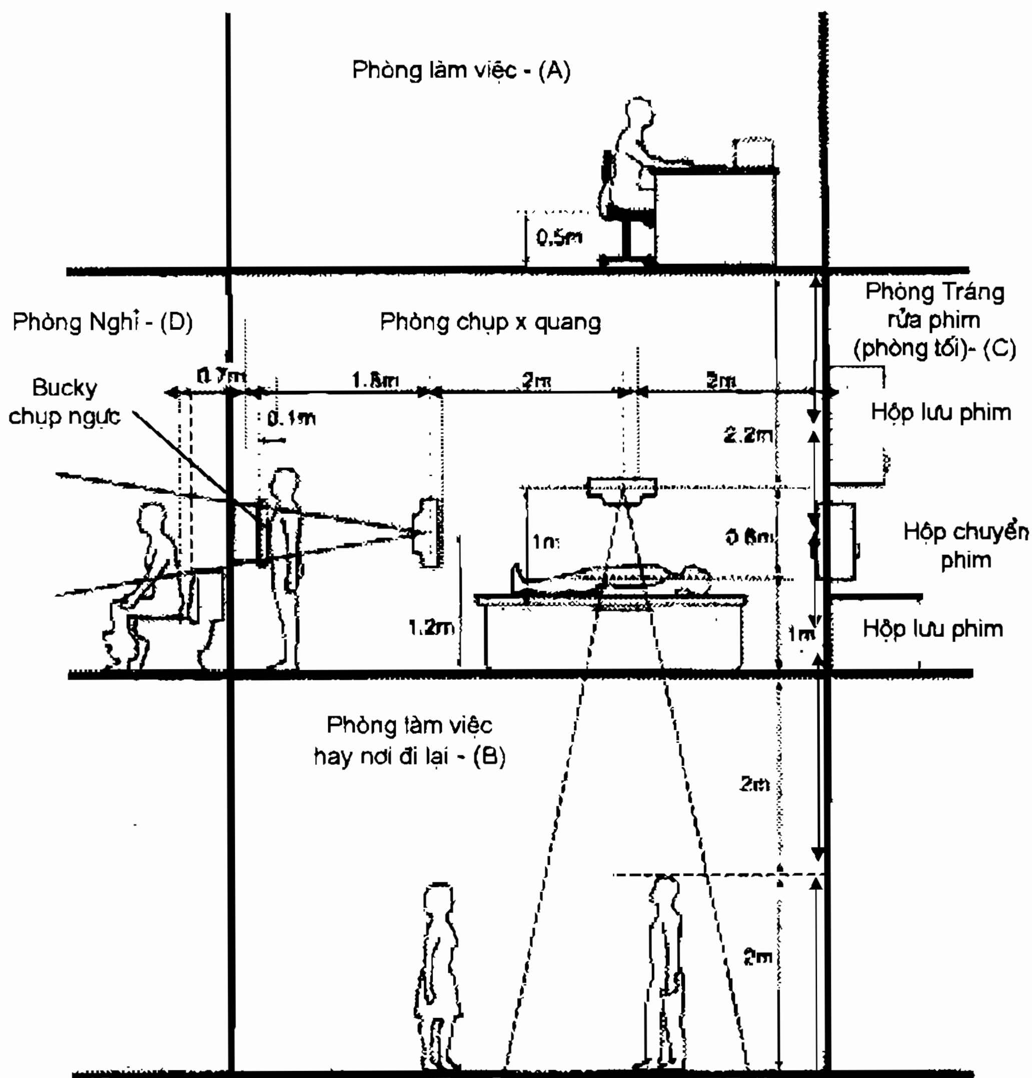
Các tia tán xạ có thể được lọc bớt từ chùm tia sơ cấp bằng cách sử dụng một lưới lọc grid như hình 12.7. Lưới grid sẽ lọc các tia tán xạ (các tia mang năng lượng và không mang thông tin chuẩn đoán) nhưng đồng thời cũng làm suy giảm cường độ chùm tia sơ cấp. Vì vậy, để đạt được một phim rõ nét khi có sử dụng lưới grid thì ta phải tăng cường độ chùm tia, điều đó cũng đồng nghĩa với việc tăng liều xạ đối với bệnh nhân.



Hình 12.7. **Sự phân bố các tia bức xạ và vị trí đặt lưới GRID**

12.1.6. Tính toán cụ thể một phòng chụp X quang

Giả sử xét một phòng chụp X quang có 125 bệnh nhân mỗi tuần. Mặt cắt của phòng và các khu vực bên cạnh được chỉ ra ở hình 12.8.



Hình 12.8. **Sơ đồ vị trí một phòng chụp X quang được sử dụng trong ví dụ tính toán**

1) Tính lớp bảo vệ cho sàn phòng chụp X quang

Giả sử tầng dưới của phòng chụp X quang là khu vực không kiểm soát được, có lượng bức xạ là P = 0.02 mSv/tuần, hệ số chiếu xạ (occupancy factor) T =1.

a. Tính toán lớp chắn sơ cấp cho sàn phòng ngay dưới bàn chụp X quang (trần phòng B).

Từ bảng 12.8, lượng bức xạ sơ cấp cho một bệnh nhân không có lớp bảo vệ tại khoảng cách 1 mét là 5,15 mGy. Lượng này đạt được nhờ việc tính tích phân lượng bức xạ khi ra khỏi ống tia trên tổng lượng bức xạ. Tổng lượng bức xạ được tính bằng cách lấy tổng tất cả các lượng bức xạ của mỗi kVp chiếu lên sàn hoặc tấm chắn khác.

$$\frac{\text{Lượng bức xạ sơ cấp tới bệnh nhân không có chắn}}{\text{bệnh nhân}} =$$

$$= \frac{\text{Lượng bức xạ khi ra khỏi ống tia}}{\text{Tổng lượng bức xạ}} d(\text{tổng lượng bức xạ})$$

$$\text{Tổng lượng bức xạ} = \sum_{nkVp} \text{Lượng bức xạ / kVp}$$

Bảng 12.8. **Liều xạ sơ cấp không có chắn, D_p^1, (mGy)**

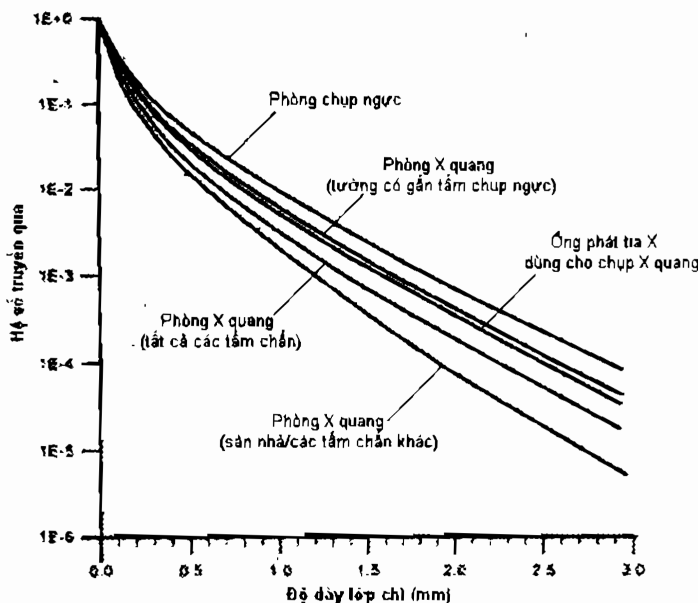
Sự phân bố liều xạ	W_{norm} (mA.phút) Liều xạ tổng cộng cho một bệnh nhân	D_p^1 (mGy) Liều xạ sơ cấp không có lớp chắn cho một bệnh nhân ở khoảng cách dp = 1m.
Phòng chụp X quang (tất cả các tấm chắn)	2,45	7,41
Phòng chụp X quang (tường có bucky chụp ngực)	0,601	2,25
Phòng chụp X quang (các bức tường khác/sàn phòng)	1,85	5,15
Ống tia X ở phía trên đầu trong một phòng X quang thông thường hoặc X quang tăng sáng	1,51	5,85
Phòng chụp ngực	0.216	1,21

Hệ số sử dụng (use factor), U, đối với sự phân bố bức xạ trực tiếp lên sàn trong thực tế là 0,9, người ta thường làm tròn U = 1. Do đó, tại khu vực đỉnh đầu của một người cao 2 mét đứng trong khu vực bên dưới sàn nhà đó, tổng lượng bức xạ sơ cấp *(primary radiation dose- D_P)* không có lớp chắn được tính bởi:

$$D_P(0) = \frac{5.15\text{mGy / bệnh nhân} \times 125\text{ bệnh nhân / tuần} \times 1}{(3.8\text{m})^2} = 44.6\text{mGy / tuần}$$

Giả sử rằng 1mGy trong không khí có liều xạ gây ảnh hưởng *(effective dose)* là 1mSv, như vậy hệ số truyền qua lớp chắn *(barrier transmission factor)* sẽ là:

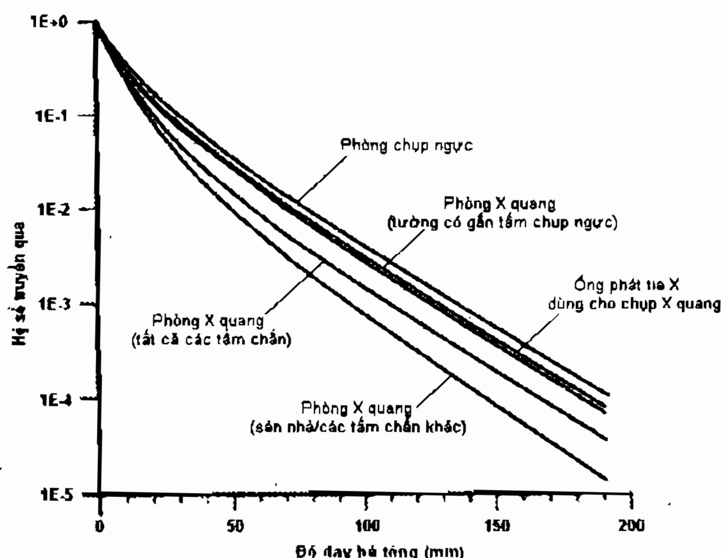
$$B = \frac{0{,}02\text{mSv / tuần}}{44{,}6\text{mSv / tuần}} = 4{,}5 \times 10^{-4}$$



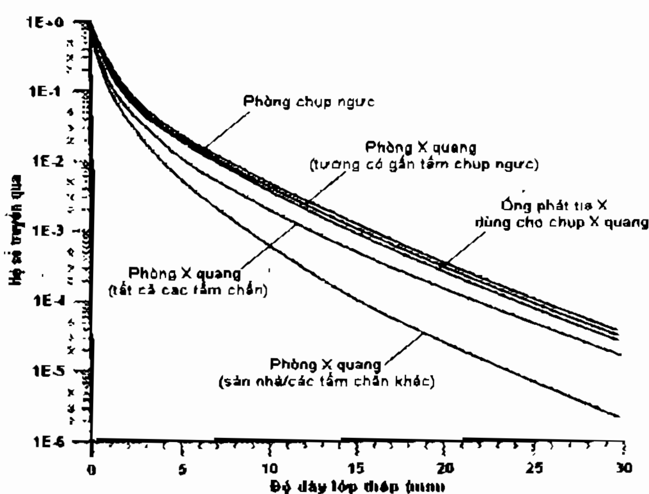
***Hình 12.9.* Sự truyền qua Chì của chùm tia sơ cấp đối với các khu vực có phân bố bức xạ khác nhau.**

Nếu như bỏ qua sự suy hao bức xạ khi đi chùm tia qua bệnh nhân, bàn chụp X quang, cassette và sử dụng đường cong truyền qua cơ bản đối với bêtông (hình 12.10) để xác định sự phân bố bức xạ (lên tường hoặc các vật chắn khác) trong một phòng chụp X quang thì sẽ tính được lớp bêtông dày 110 mm. Từ bảng 12.5, sự suy hao bức xạ khi chùm tia đi

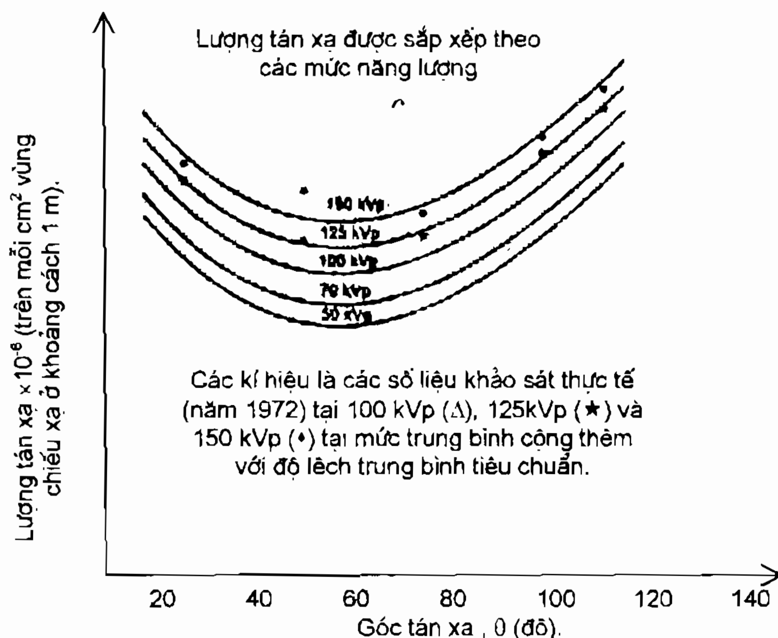
qua bàn chụp X quang và cassette sẽ được đo bởi một bộ thu nhận hình ảnh điển hình và tương đương với một lớp bêtông dày 74 mm nếu xét với cùng một lượng bức xạ như trên (bỏ qua suy hao bức xạ khi chùm tia qua bệnh nhân). Do đó bề dày của lớp bêtông yêu cầu của sàn nhà ngay dưới bàn chụp X quang để làm suy giảm chùm tia sơ cấp đi 0,02 mSv/tuần là 110 mm - 74 mm = 36 mm.



Hình 12.10. **Sự truyền qua bêtông của chùm tia sơ cấp đối với cáckhu vực có phân bố bức xạ khác nhau.**



Hình 12.11. **Sự truyền qua thép của chùm tia sơ cấp đối với các khu vực có phân bố bức xạ khác nhau.**



Hình 12.12. **Lượng tán xạ trên mỗi cm² chiếu xạ của chùm tia sơ cấp**

b. Tính toán lớp chắn thứ cấp cho sàn phòng chụp X quang- trần phòng B

Bởi vì sàn phòng không những là tấm chắn sơ cấp (primary barrier) ngay dưới bàn chụp X quang mà còn là một tấm chắn thứ cấp (secondary barrier). Do đó, chúng ta cũng cần phải tính toán tấm chắn thứ cấp cho sàn phòng ở các vị trí bên ngoài bàn chụp X quang. Ví dụ như chúng ta cần phải ngăn chùm tia bức xạ cho người phụ nữ đứng ở vị trí như hình 12.8. Lưu ý rằng, bức xạ thứ cấp này sẽ tác động trực tiếp lên sàn nhà mà không bị suy giảm bởi bộ nhận hình ảnh gắn với bàn chụp X quang. Để đơn giản, chúng ta giả sử rằng tất cả các tia tán xạ và sự dò bức xạ sinh ra đều tuân theo qui luật phân bố bức xạ trong một phòng chụp X quang (có các lớp chắn). Có thể giả thiết rằng ống tia X quang được đặt sao cho các khoảng cách tán xạ và dò là $d_S \approx d_L \approx d_{sec} = 3$m.

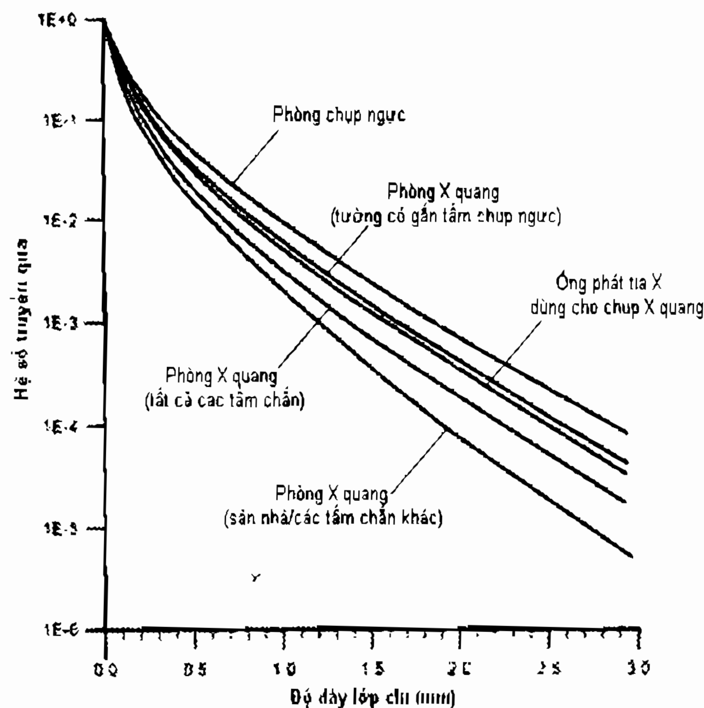
Từ bảng 12.6, lượng bức xạ thứ cấp không có lớp chắn cho một bệnh nhân ở khoảng cách 1 mét với góc tán xạ 90^0 là $3,42\times10^{-2}$ mGy. Do đó *lượng bức xạ thứ cấp không chắn (unshielded secondary radiation dose - D_{sec})* đối với 125 bệnh nhân trong một tuần sẽ là:

$$D_{sec}(0) = \frac{3{,}42 \times 10^{-2}\,\text{mGy / bệnh nhân} \times 125\,\text{bệnh nhân / tuần}}{(3\text{m})^2} = 0{,}48\text{mGy / tuần}$$

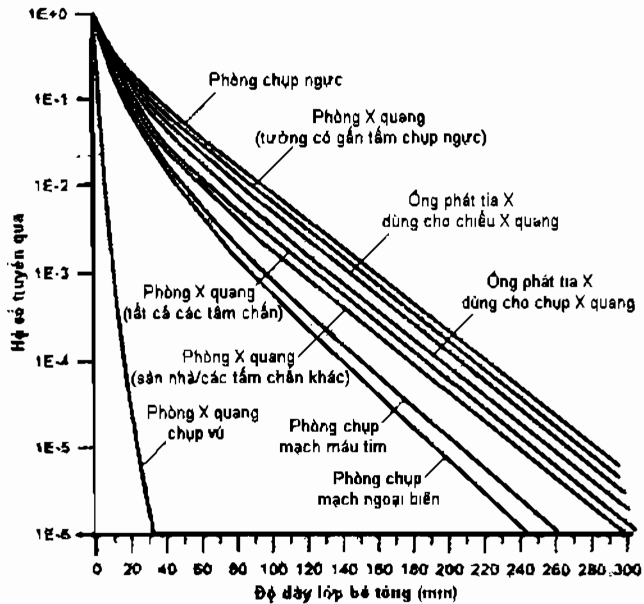
Để giảm lượng này xuống còn 0,02 mGy/tuần, yêu cầu hệ số truyền qua của lớp chắn sẽ là :

$$B = \frac{0{,}02\text{mSv / tuần}}{0{,}48\text{mSv / tuần}} = 4{,}2 \times 10^{-2}$$

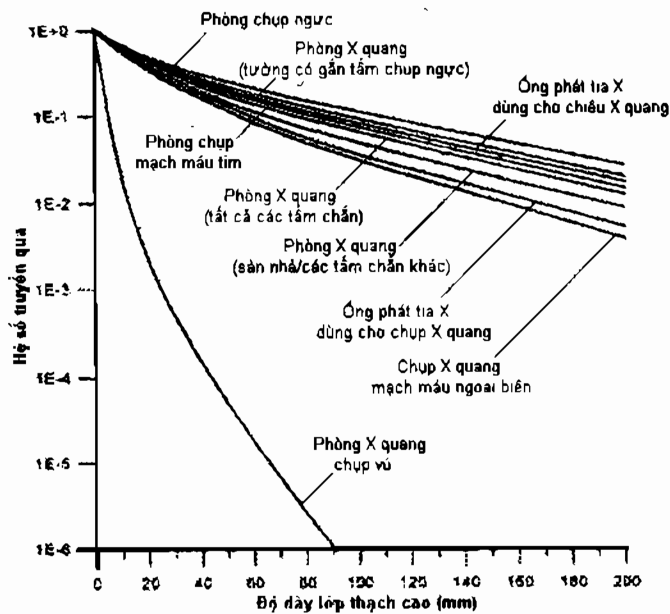
Sử dụng hình 12.14 để xác định sự truyền qua bêtông của bức xạ thứ cấp và sử dụng đường cong phân bố lượng bức xạ trong một phòng chụp X quang (có các lớp chắn bảo vệ), chúng ta xác định được bề dày của lớp bêtông theo yêu cầu là 33mm. Do đó, lớp bêtông dầy 36 mm bên dưới bàn chụp X quang đã tính ở trên sẽ đáp ứng được yêu cầu chắn bức xạ cho toàn bộ sàn phòng.



Hình 12.13. **Sự truyền bức xạ thứ cấp qua chì đối với các khu vực có phân bố bức xạ khác nhau.**



Hình 12.14. **Sự truyền bức xạ thứ cấp qua bêtông đối với các khu vực có phân bố bức xạ khác nhau.**



Hình 12.15. **Sự truyền bức xạ thứ cấp qua thạch cao đối với các khu vực có phân bố bức xạ khác nhau.**

2) Tính toán lớp chắn bức xạ cho trần phòng chụp X quang

Trần phòng chụp X quang là khu vực không điều khiển được (P = 0,02 mSv/tuần) có hệ số chiếu xạ (occupancy factor) T =1. Nếu chúng ta xét trường hợp ống tia X luôn ở phía trên bệnh nhân và bộ thu nhận ảnh ở phía dưới bệnh nhân như hình vẽ thì lớp chắn của trần phòng chụp X quang hoàn toàn là lớp chắn thứ cấp (chỉ chắn các tia tán xạ và phản xạ). Giả sử, giống như trên, là trong phòng chỉ đặt một ống tia X quang với d_L = 2,7m và d_S = 3,5m, đặt $d_S = d_L = d_{sec}$ = 2,7m. Giả sử góc tán xạ ước lượng khoảng hơn 135^0, lượng bức xạ không chắn tới bệnh nhân là $4{,}88\times10^{-2}$ mGy (bảng 12.5). Tổng lượng bức xạ không chắn là:

$$D_{sec}(0) = \frac{4{,}88\times10^{-2}\,\text{mGy / bệnh nhân}\times125\,\text{bệnh nhân / tuần}}{(2{,}7\text{m})^2} = 0{,}84\text{mGy / tuần}$$

Để giảm lượng bức xạ này xuống 0,02 mSv/tuần thì yêu cầu hệ số truyền qua của lớp chắn thứ cấp là:

$$B_{sec} = \frac{0{,}02\text{mSv / tuần}}{0{,}84\text{mSv / tuần}} = 2{,}4\times10^{-2}$$

Theo hình 12.14 chúng ta rút ra được bề dày của lớp bêtông của trần nhà theo yêu cầu là 44mm.

Trường hợp ống tia X được quay xuống phía dưới giường chụp và bộ nhận ảnh đặt phía trên bệnh nhân để thu được ảnh X quang thì khi đó trần nhà sẽ chịu cả chùm tia sơ cấp và các tia thứ cấp. Ở trường hợp này, chùm tia X sơ cấp khi đi ra khỏi ống tia X quang sẽ tới đập vào giường đặt bệnh nhân, sau đó đi qua bệnh nhân và tới bộ thu nhận ảnh X quang để hiện ảnh trên phim, cuối cùng chùm tia sẽ đi tới trần nhà. Khi tới trần nhà chùm tia sơ cấp cũng bị suy giảm đi đáng kể do đi qua nhiều các vật cản và khoảng cách từ bệnh nhân tới trần nhà tương đối lớn. Trường hợp này ít dùng trong thực tế đối với chụp X quang thông thường (thường gặp với X quang tăng sáng) nên chúng ta không tính toán ở đây.

3) Lớp chắn cho tường có gắn bucky chụp ngực (Chest Bucky)

Khu vực phía sau tường có gắn bucky chụp ngực là một nhà vệ sinh trong một khoa chụp X quang (khu vực có điều khiển được), và do đó

P = 0,1 mSv/tuần. Từ bảng 12.4 ta thấy hệ số chiếu xạ đối với những nhân viên chụp X quang là T = 1/4. Bởi vì những người khách hoặc các nhân viên của các khoa khác tới khoa chụp X quang cũng có thể vào nhà vệ sinh này nên chúng ta cũng cần phải kiểm tra việc thiết kế lớp chắn bảo vệ cho tường phía sau bucky chụp ngực với liều xạ giới hạn là P=0,02 mSv/tuần và (từ bảng 12.3) ta xác định được hệ số chiếu xạ đối với công cộng là 1/20. Do đó, tỉ số P/T cùng như nhau trong cả hai trường hợp, cụ thể là P/T=0,4 mSv/tuần.

a) Lớp chắn sơ cấp - Tường gắn Bucky chụp ngực

Sử dụng bảng 12.8 cho sự phân bố liều xạ trong phòng chụp X quang (có bucky chụp ngực được gắn trên tường), liều xạ sơ cấp không suy hao tại khoảng cách 2,5 mét tính từ ống tia X quang là:

$$D_P(0) = \frac{2{,}25\text{mGy / bệnh nhân} \times 125\text{ bệnh nhan / tuần} \times 1}{(2{,}5\text{m})^2} = 45\text{mGy / tuần}$$

Lưu ý rằng hệ số sử dụng U được tính từ sự phân bố liều xạ và trong trường hợp này lấy U =1. Từ đó ta tính được hệ số truyền qua lớp chắn sơ cấp là:

$$B_P = \frac{0{,}4\text{mSv / tuần}}{45\text{mSv / tuần}} = 8{,}9 \times 10^{-2}$$

Từ hình 12.9, sử dụng đường cong phân bố liều xạ trong phòng chụp X quang (có bucky chụp ngực gắn trên tường), nếu bỏ qua sự suy hao của tia qua bệnh nhân và qua bộ nhận hình ảnh, ta có được bề dày lớp chì bảo vệ sẽ là 0,84mm. Từ bảng 12.5, chúng ta nhận thấy rằng sự suy hao của chùm tia khi đi qua bộ phận giữ cassette gắn trên tường tương đương với sự suy hao của chùm tia khi đi qua một lớp chì dày 0,84mm. Như vậy, tại vị trí tường có gắn bucky chụp ngực không cần có một lớp chì bảo vệ nữa. Điều này chỉ đúng khi chúng ta bỏ qua sự suy giảm cường độ của chùm tia khi đi qua bệnh nhân.

b) Lớp chắn thứ cấp - Tường gắn Bucky chụp ngực

Tuy nhiên, chúng ta cũng cần phải kiểm tra lớp bảo vệ thứ cấp đối với khu vực xung quanh vị trí gắn cassette. Giả sử rằng toàn bộ bức

tường thuộc phạm vi điều khiển được (P = 0,1 mSv/tuần), với hệ số chiếu xạ T =1/4. Chúng ta có hai nguồn tán xạ và dò cần phải xét tới. Một nguồn là phát xạ thứ cấp phát ra từ nguồn tia ở phía trên bàn, và nguồn thứ hai phát ra từ chính bản thân bucky chụp ngực khi nguồn phát xạ chiếu tới.

Lượng bức xạ thứ cấp không chắn từ vị trí ống ta X ở phía trên bàn có thể được tính từ bảng 12.6. Giả sử góc tán xạ là 90^0, sự phân bố liều xạ trong phòng chụp X quang (lên sàn hoặc các vật chắn khác) ở khoảng cách d_{sec} = 4.5m. Do đó ta có lượng bức xạ thứ cấp khi không lớp chắn là:

$$D_{sec}(0) = \frac{2{,}31 \times 10^{-2}\, \text{mGy / bệnh nhân} \times 125\, \text{bệnh nhân}}{(4{,}5\text{m})^2} = 0{,}14\text{mGy / tuần}$$

Lưu ý rằng nếu chỉ có một nguồn phát xạ thì không đòi hỏi phải có lớp chắn bảo vệ bởi vì cho phép tỉ số P/T trong một khu vực có bức xạ là 0,4 mGy/tuần.

Tuy nhiên, cũng cần phải xem xét các tia tán xạ và tia dò phụ thuộc vào thời gian chụp X quang phản xạ từ bucky chụp ngực. Giả sử khoảng cách tia tán xạ từ bệnh nhân đang đứng sát bucky chụp ngực tới khu vực chiếu xạ (occupied area) là d_S = 0,8m. Khoảng cách bức xạ dò từ ống tia X tới khu vực chiếu xạ này là d_L=2,5m. Do đó, từ bảng 12.6, lượng tán xạ và dò không suy hao từ những nguồn phát xạ thứ cấp này là:

$$D_{sec}(0) = \left(\frac{4{,}91 \times 10^{-3}\, \dfrac{\text{mGy}}{\text{bệnh nhân}}}{(0{,}8\text{m})^2} + \frac{3{,}88 \times 10^{-4}\, \dfrac{\text{mGy}}{\text{bệnh nhân}}}{(2{,}5\text{m})^2} \right) \times 125\, \frac{\text{bệnh nhân}}{\text{tuần}} =$$

$$= 0{,}96 + 0{,}008 = 0{,}97\, \frac{\text{mGy}}{\text{tuần}}$$

Lượng bức xạ này cần phải cộng vào với lượng bức xạ thứ cấp đã tính với trường hợp ống tia ở phía trên bàn. Do đó, tổng lượng bức xạ thứ cấp không lớp chắn là:

$$D_{sec}(0) = 0{,}97 + 0{,}14 = 1{,}1 \text{ mGy/tuần}.$$

Từ hình 12.13 và 12.15, để giới hạn liều xạ là 0,4 mGy/tuần thì ván lát tường cần có lớp bảo vệ bằng chì dày 0,12mm hoặc lớp thạch cao dày 27mm.

4) Tường của phòng tráng rửa phim (phòng tối)

Trong quá trình tính toán lớp bảo vệ phòng tối, việc giới hạn liều xạ được xét đến là đối với phim được cất giữ trong phòng chứ không phải là đối với những nhân viên làm việc trong phòng đó. Giới hạn lượng chiếu xạ đã được khuyến nghị đối với các phim chưa chụp được lưu giữ trong hộp hoặc trong thùng là 0,1 mGy trong suốt thời gian cất giữ. Nếu chúng ta giả sử thời gian lưu giữ phim là một tháng thì liều xạ sẽ là 0,025 mGy/tuần, hoặc hiển nhiên là có cùng giới hạn liều xạ đối với một khu vực không khống chế được, vùng bị chiếu xạ hoàn toàn. Lưu ý rằng vì phim luôn được cất ở vị trí cao hơn sàn nhà 2,1 mét, do đó người ta thường mở rộng lớp chì bảo vệ trên tường ít nhất 2,4 mét phía trên sàn nhà.

Đối với một phòng chụp X quang như hình 12.8, giả sử rằng không có chùm tia X nào chiếu về phía bức tường của phòng tối, vì vậy người ta chỉ cần chắn các bức xạ thứ cấp. Để đơn giản, giả sử rằng tất cả các bức xạ thứ cấp được phát ra từ ống tia X quang phía trên bàn ở một khoảng cách 2 mét. Sự phân bố liều xạ giống như đã xét ở các phần trước. Do đó, từ bảng 12.6, với một góc tán xạ là 50^0, lượng phát xạ thứ cấp không có chắn trong phòng tối là:

$$D_{sec}(0) = \frac{3{,}42 \times 10^{-2}\,\text{mGy / bệnh nhân} \times 125\,\text{bệnh nhân / tuần}}{(2\text{m})^2} = 1{,}07\,\text{mGy / tuần}$$

Lớp chắn yêu cầu có hệ số truyền qua là:

$$B_{sec} = \frac{0{,}025\text{mSv / tuần}}{1{,}07\text{mSv / tuần}} = 2{,}3 \times 10^{-2}$$

Như vậy, từ hình 12.13 ta thấy lớp chì bảo vệ theo yêu cầu sẽ là 0,53mm.

Hộp chuyển phim (film passbox) qua giữa phòng tối và phòng chụp X quang sẽ tự động đưa phim mới vào cassette. Việc này làm tăng nhanh chóng độ nhạy của phim dẫn tới làm mờ phim nếu các hệ số vượt quá 100. Giả sử rằng tất cả cassette trong hộp chuyển phim này đều được thay mới sau một ngày (ví dụ một ngày có 25 bệnh nhân) thì liều xạ không có bảo vệ tới một cassette trong hộp chuyển phim sẽ là:

$$D_{sec}(0) = \frac{3{,}42 \times 10^{-2}\,\text{mGy / bệnh nhân} \times 25\,\text{bệnh nhân / ngày}}{(2\text{m})^2} = 0{,}213\text{mGy}$$

Giả sử liều xạ là 0,5μGy (50 μR) sẽ làm mờ một phim trong cassette, lớp bảo vệ cho casstte này sẽ có hệ số truyền qua không lớn hơn 0,0005/0,213 = 0,0023. Từ hình 12.13, bề dày lớp chì theo yêu cầu sẽ là 1,3 mm ở phía mặt trước của hộp chuyển phim.

Trên đây là những tính toán đối với một phòng X quang chuẩn đoán. Sau đây, chúng ta sẽ xem xét quá trình tính toán đối với một phòng điều trị bằng tia xạ.

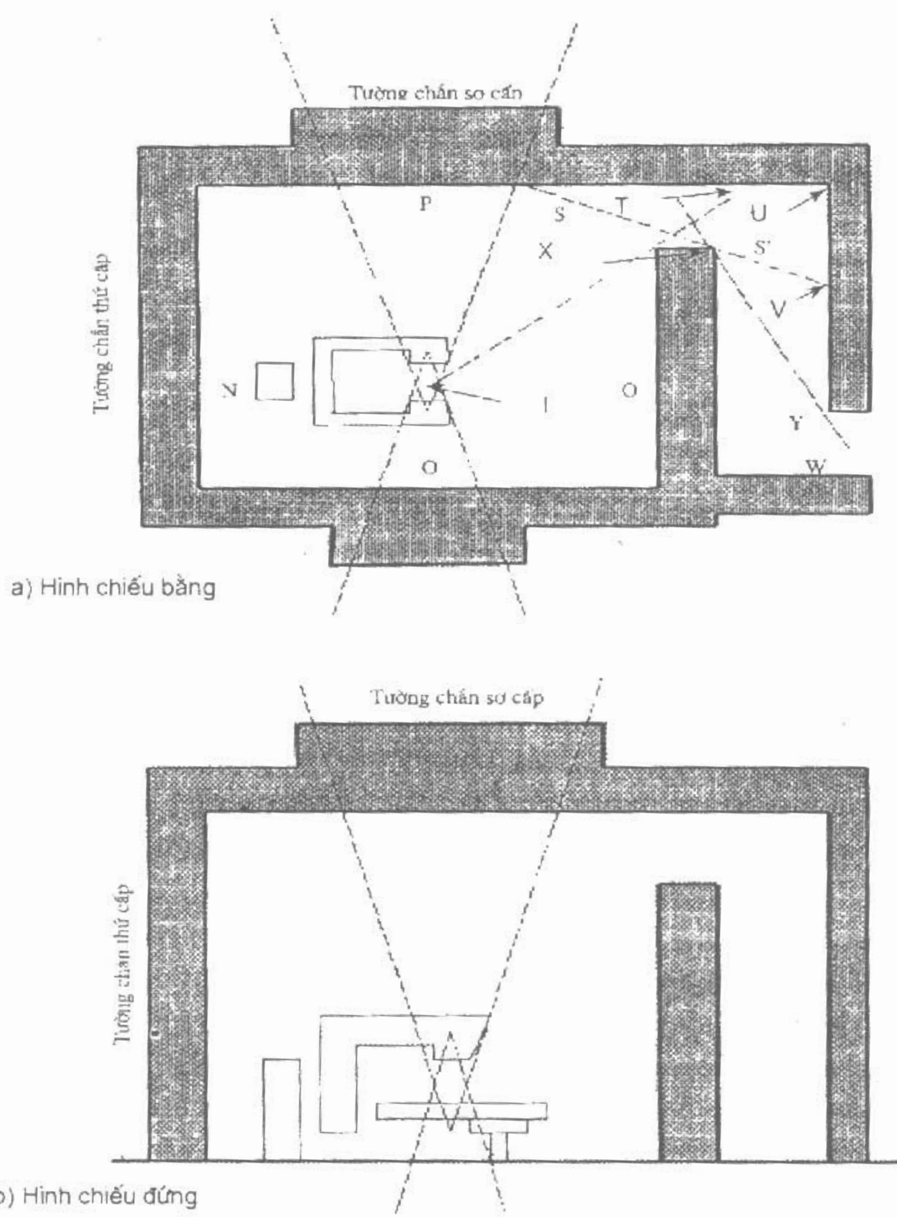
12.2. TÍNH TOÁN LỚP NGĂN BỨC XẠ CHO MỘT PHÒNG ĐẶT MÁY GIA TỐC (PHÒNG XẠ TRỊ)

Các máy móc được sử dụng cho xạ trị từ xa bao gồm những máy phát tia X, máy phát tia gamma, máy gia tốc điện tử và máy phát nơtron. Các tia điều trị này đều là các bức xạ ion hóa và được dùng với liều lượng cao hơn trong chuẩn đoán rất nhiều nên tất cả những thiết bị điều trị từ xa đòi hỏi phải có bảo vệ bức xạ khác nhau và cần phải xử lý theo các nguyên tắc riêng của nó. Xạ trị là phương pháp sử dụng rộng rãi nhất để điều trị những khối u, hạch nằm sâu trong cơ thể. Bên cạnh những máy phát tia gamma, máy phát nơtron, máy X quang thì hiện nay, máy gia tốc được lựa chọn hầu hết cho các phòng xạ trị. *(Máy gia tốc tuyến tính là loại máy mà hạt tích điện được gia tốc nhờ điện trường một chiều hoặc xoay chiều có điện thế cao và quỹ đạo chuyển động của hạt là đường thẳng khi chuyển động trong điện trường).*

Như vậy, chúng ta thấy rằng tia phóng xạ với một liều lượng nhất định có tác dụng rất lớn trong việc điều trị bệnh ung thư nhưng nếu không đúng liều lượng hoặc bị rò rỉ thì nó lại gây nguy hiểm cho chính bệnh nhân, đội ngũ vận hành và môi trường xung quanh. Việc thiết kế phòng đặt máy gia tốc phải thỏa mãn yêu cầu kỹ thuật nhằm ngăn chặn tia phóng xạ ở mức cho phép, không gây ảnh hưởng cho con người và môi trường xung quanh. Sau đây, chúng ta sẽ đi vào nghiên cứu và tính toán một phòng đặt máy gia tốc tuyến tính, hiện đã được triển khai lắp đặt và đưa vào sử dụng tại các bệnh viện điều trị ung thư.

12.2.1. Cách bố trí một phòng xạ trị

Trên hình 12.16 là sơ đồ một phòng đặt máy gia tốc với đầu xạ trị ở hai vị trí có thể tạo ra chùm tia theo chiều ngang.



Hình 12.16. Sơ đồ một phòng điều trị (hình chiếu đứng và hình chiếu bằng)

Xét một phòng đặt máy gia tốc có các chỉ tiêu kỹ thuật như sau:

- Máy có hệ thống dẫn và phát sóng dùng đèn Magnetron.
- Máy phát ra hai loại tia là photon và điện tử:

  + Loại tia photon gồm hai mức năng lượng: 6 MV và 15 MV.

  + Loại tia điện tử gồm 5 mức năng lượng : 5, 6, 8, 10, 12 và 14 MeV.

- Có hệ thống ống chuẩn trực nhiều lá, điều khiển bằng vi xử lý, có thể mở ở bất kỳ kích thước, hình dạng nào.
- Suất liều cách nguồn 1 mét đối với :

  + Photon: 300 - 600 MU/phút.

  + Điện tử : 300 - 1000 MU/phút.

- Có hệ thống đo khoảng cách từ nguồn tia tới da của bệnh nhân bằng thước quang học và thước cơ.
- Có bộ hiển thị chùm tia bằng ánh sáng nhìn thấy.
- Có hệ thống cửa chặn nơtron chắn khí liều phát cao nhất khi ở ngoài vùng điều trị 4,2 mét không quá 0,1 % suất liều.
- Có vùng bán dạ 0,9 mm.
- Có bộ nêm đầy đủ 15, 30, 45^0.

1. Tường, trần, và sàn của phòng điều trị

Kích thước trường chiếu của tia X lớn nhất được biểu diễn là đường nét đứt. Diện tích của tường chắn trường chiếu lớn nhất được gọi là tường chắn sơ cấp, nó phải có đủ độ suy giảm để bảo vệ được mọi người bên ngoài bức tường này. Đối với máy gia tốc có thể quay được 360^0 thì tường chắn sơ cấp phải ở mọi vị trí trên tường, trần, sàn nhà nơi mà chùm tia chiếu trực tiếp vào. Nếu trần đủ cao thì tường chắn sơ cấp có thể thiết kế giảm độ dày và nếu sàn nhà được xây trên mặt đất thì không phải quan tâm đến nó.

Phần tường, trần còn lại có nhiệm vụ ngăn chặn sự phóng xạ do rò rỉ và phóng xạ tán xạ. Phần diện tích này được gọi là tường chắn thứ cấp.

Phóng xạ rò rỉ từ đầu xạ trị cũng như chùm tia sơ cấp được lọc bằng vật chắn lắp đặt bên trong máy, tuy nhiên,nó cũng như phóng xạ tán xạ từ vật chắn và hình ảnh chi tiết của nó ta không biết. Nguồn phóng xạ tán xạ chủ yếu là bệnh nhân đang điều trị và nhận được từ tường chắn sơ cấp, nó có mức năng lượng thấp hơn mức năng lượng của photon sơ cấp. Và sự phóng xạ đến từ tường chắn thứ cấp được trộn lẫn bởi một quá trình phức tạp và bắt đầu từ nguồn khuếch tán. Thực sự là khó xác định hình dạng của nó bằng lý thuyết hay thực nghiệm.

Tường chắn sơ cấp có độ dày được lựa chọn để làm suy giảm những năng lượng tia X cao tại suất liều lớn nhất mà máy có thể tạo ra.

Tường chắn thứ cấp có độ dày được lựa chọn để làm suy giảm những tia X rò rỉ khi máy hoạt động tại suất liều lớn nhất.

2. Cửa vào phòng điều trị

Phòng điều trị có cửa kiểu Ziczac, cửa có độ dày đủ để ngăn chặn tia phóng xạ như tường chắn thứ cấp vì vậy nó nặng vài tấn, nó có motor điều khiển. Trong phòng điều trị cửa phải đóng vào, mở ra hàng trăm lần một ngày do đó hoạt động của nó cũng là một vấn đề.

Trên hình 12.16 là sơ đồ một phòng điều trị có lối vào Ziczac, tường bên trong cửa Ziczac có độ dày bằng độ dày tường chắn thứ cấp vì nó bảo vệ người ở vị trí, bên ngoài cửa ra. Tia phóng xạ chiếu trực tiếp tới cửa là do phóng xạ tán xạ hoặc từ bệnh nhân hoặc từ phần tường chắn sơ cấp. Trong trường hợp xấu nhất được chỉ ra trên hình chỗ chùm tia hướng trực tiếp tại điểm P điểm gần nhất của Ziczac. Đường SS' giới hạn vùng Ziczac có thể nhận tia phóng xạ tán xạ đầu tiên và diện tích TUV có thể tán xạ lần nữa ra phía cửa. Độ dài hành lang của cửa Ziczac là đoạn VW được xác định bởi đường thẳng XY. Chiều rộng của hành lang cũng như cửa ra vào được xác định sao cho bệnh nhân với xe lăn tiêu chuẩn của bệnh viện có thể vào được. Độ dày tường ngoài đoạn VY không cần làm dày như bức tường phía trong, có thể giảm đi một nửa.

3. Kích thước của phòng điều trị

Trên hình thì máy có thể đặt tại vị trí N cách tường khoảng 30 ÷ 50 cm. Khoảng cách IO được chọn lựa lớn hơn chiều dài bệnh nhân và đủ

cho kĩ thuật viên đi qua giữa cuối giường và tường. Do đó khoảng cách IO cần lớn hơn 2,5m. Thường là có lợi hơn khi đặt máy khỏi trung điểm của đoạn PQ, máy đặt như vậy thì thân máy cách tường khoảng 30 ÷ 50 cm. Khoảng cách IP có thể được xem xét khi kích thước trường chiếu lớn nhất được sử dụng. Nếu chiếu toàn bộ người thì kích thước trường chiếu lớn nhất tại 1m khoảng cách từ nguồn phát tia tới da bệnh nhân là 40 × 40 cm^2, do đó IP cần thiết khoảng 5m từ đó khoảng cách PQ khoảng 7m. Tuy nhiên ta có thể thiết kế một phòng có kích thước rộng hơn nếu như các ràng buộc về không gian và tài chính cho phép. Độ cao của phòng điều trị được xác định dựa vào độ cao của thân máy tại vị trí cao nhất, nhưng thuận tiện trong quá trình lắp đặt máy thì chiều cao khoảng 3m.

12.2.2. Số liệu che chắn và tính toán độ dày tường chắn

Vật liệu hay được sử dụng làm tường bảo vệ là bêtông thường, nhưng nếu chỉ riêng bêtông thường thì độ dày sẽ rất lớn nên có thể sử dụng bêtông nặng (ví dụ như sử dụng bêtông trộn lẫn với Bari). Có thể giảm độ dày tường bảo vệ bằng cách sử dụng những vật liệu có mật độ cao như thép, chì nhưng nó không khả thi vì lí do kinh tế. Cũng có thể sử dụng đất liền làm chất bảo vệ bằng cách xây phòng điều trị ở dưới mặt đất... nhưng cuối cùng thì với lí do kinh tế thì giải pháp dùng bêtông vẫn có lợi hơn cả.

Theo tiêu chuẩn về phóng xạ của Việt Nam thì suất liều giới hạn cho nhân viên, công nhân làm việc với môi trường phóng xạ là 20 mSv/năm với thời gian trung bình trên 5 năm, nếu mà phải tiếp xúc rất nhiều thì không quá 50 mSV/năm và trong thời gian 5 năm thì không được quá 20 × 5 = 100 mSv. Tức là nếu trong năm đầu đã chịu 50 mSv thì 4 năm sau chỉ có thể tiếp xúc tối đa là 50 mSv nữa. Lượng phóng xạ mà nhân dân sống trong môi trường phải chịu nhỏ hơn 1 mSv/năm, nếu mà họ liên tục sống ở môi trường phóng xạ thì lượng phóng xạ họ chịu không quá 5 mSv/năm.

Để phục vụ cho việc tính toán che chắn thì yêu cầu sử dụng chùm tia diện rộng. Suất liều bề ngoài vật hấp thụ phóng xạ tăng theo kích thước trường chiếu bởi vì sẽ có thêm một lượng do phóng xạ tán xạ trong

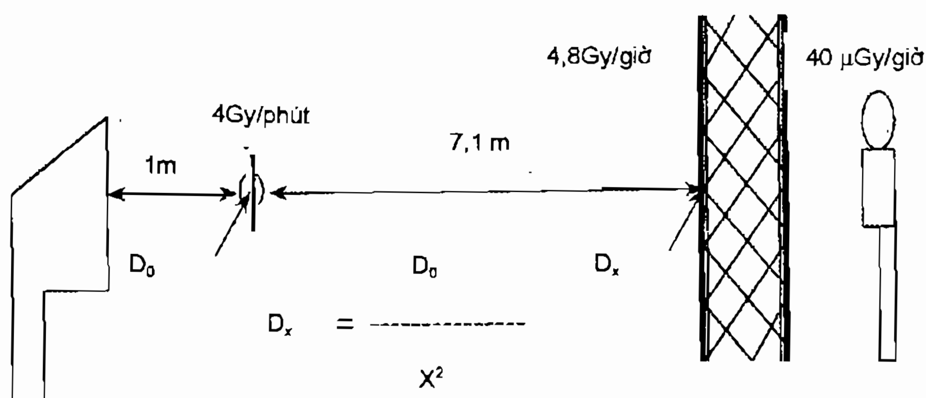
vật. Với kích thước trường chiếu rất lớn thì sự tăng tán xạ với kích thước trường chiếu sẽ được cân bằng bởi sự tăng độ xiên và vì vậy suất liều sẽ nhiều hoặc ít không phụ thuộc vào kích thước trường chiếu. Thực tế thì trong vật che chắn mức phóng xạ được xem như là bị suy giảm theo hàm số mũ, để thuận tiện cho tính toán che chắn người ta sử dụng hàm suy giảm dạng TVT "Tenth value thickness", ***một TVT là độ dày của chất được sử dụng làm tường chắn có tác dụng giảm suất liều 10 lần khi truyền qua.***

Bảng 12.10. **Giá trị của TVT như là hàm số của năng lượng tia-X, ứng với bêtông thường, bêtông nặng, thép và chì.**

Năng lượng (MV) (cm)	Bêtông thường (2350kg/m³) (cm)	Bêtông nặng (3500kg/m³) (cm)	Thép (7800kg/m³) (cm)	Chì 11400kg/m³) (cm)
4	29	20	9	5
6	34	23	10	5,5
8	36	24	10	5,5
10	38	25,5	11	5
16	42	28	11	5
25	46	31	11	4

Để hiểu được các giá trị trong bảng cũng như cách tính toán độ dày tường ta xét một ví dụ cụ thể:

1. Tính toán độ dày của tường chắn sơ cấp bằng bêtông thường có bề mặt cách đường đồng tâm của máy phát tia-X năng lượng 10MV hoạt động với suất liều 4Gy/phút là 7,1m (Hình 12.17)



Hình 12.17. **Mô phỏng ví dụ tính toàn độ dày tường chắn sơ cấp và tường chắn thứ cấp**

$D_x = (4 \times 60)/ 7,1^2 = 4,8$ Gy/giờ .

Nếu máy có thể quay 360^0 thì chùm tia phóng xạ chỉ đến mỗi phía tường chắn sơ cấp là 25% thời gian chiếu, máy cũng chỉ tạo ra tia khoảng 2 giờ trong 8 giờ hoạt động mỗi ngày, phần còn lại là thời gian dành cho việc đưa bệnh nhân vào, ra, sắp đặt bệnh nhân trong phòng điều trị. Từ đó mà mỗi bức tường chắn sơ cấp chỉ bị chiếu xạ có nửa giờ một ngày.

Nếu bên ngoài tường chắn sơ cấp có những nhân viên làm việc hàng ngày nhưng không phải là đội ngũ thường xuyên tiếp xúc với phóng xạ thì liều xạ hàng năm nên nhỏ hơn mức liều giới hạn (20 mSv/năm) là 5 mSv/năm. Hơn 259 ngày làm việc mỗi năm, mỗi ngày làm việc 8 giờ thì 5 mSv mỗi năm được tích lũy liên tục với liều xạ tức thời là 2,5 μSv/giờ.

Với hệ số giảm tự nhiên và hệ số định hướng chùm tia thì liều xạ lớn nhất có thể là 40 μGy/giờ.

Từ đó tường chắn sơ cấp phải giảm suất liều với một hệ số g_0 là:

$$g_0 = 4,8 / (40 \times 10^{-6}) = 1,2 \times 10^5.$$

Mỗi TVT ứng với mức tia-X 10MV trong bêtông thường có tỉ trọng 2350 kgm^{-3} tra bảng thì tường chắn sơ cấp dày là 38cm, số lượng TVT yêu cầu giảm được hệ số g_0 là:

$$TVT = \log_{10}(g_0) = \log_{10}(1,2 \times 10^5) = 5,08.$$

Vậy độ dày của tường chắn sơ cấp là: $5,08 \times 38 \times 10^{-3} = 1,93$ (m).

Để tăng độ an toàn thì lấy tròn lên thành 2m.

2. Tính toán độ dày của tường chắn thứ cấp bằng bêtông thường có bề mặt cách đường đồng tâm của máy phát tia-X (năng lượng 10MV hoạt động với suất liều 4 Gy/phút) là 5m, với độ rò rỉ phóng xạ là 0,2%

Suất liều lớn nhất ngoài tường chắn thứ cấp bằng một phần tư của tường chắn sơ cấp tức là bằng: 10 μGy/giờ.

Suất liều đến bề mặt tường chắn thứ cấp bằng:

$$(4 \times 60 \times 0,2 \times 10^{-2}) / 5^2 = 0,0192 \text{ Gy/giờ}.$$

Từ đó tường chắn thứ cấp phải giảm suất liều với một hệ số g_0 là:

$$g_0 = 0,0192 / (10 \times 10^{-6}) = 1,92 \times 10^3.$$

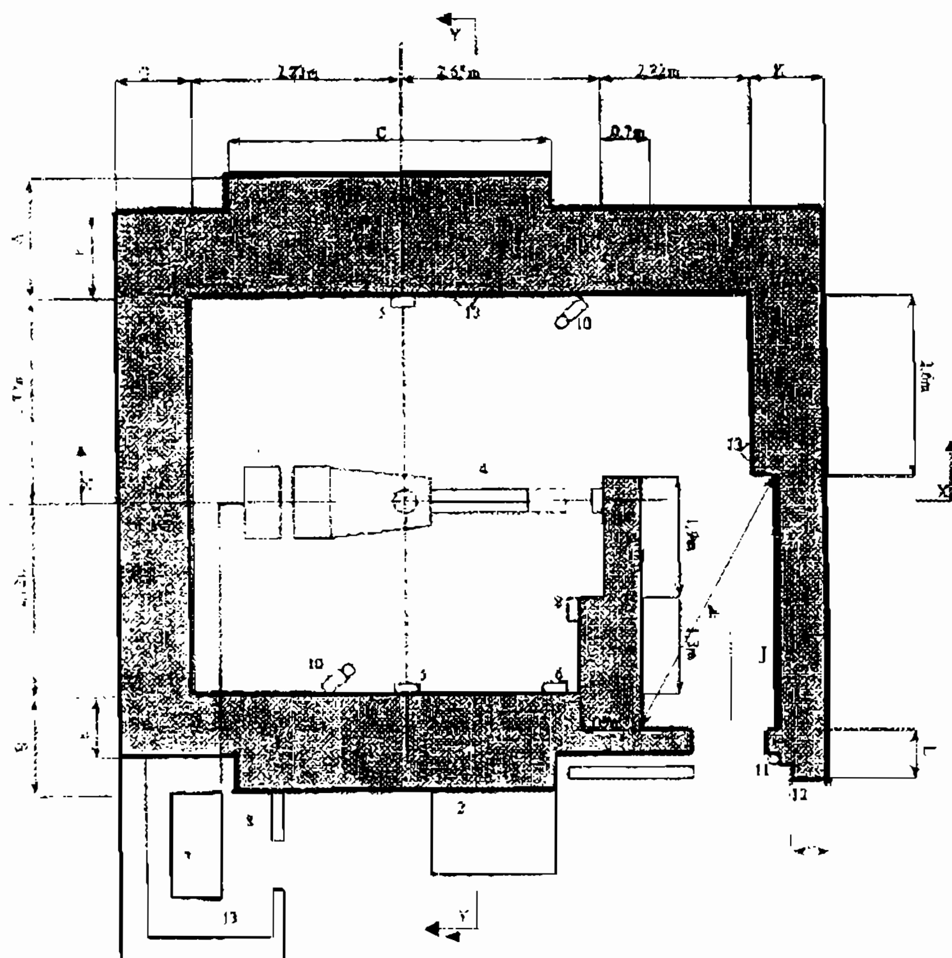
Mỗi TVT ứng với mức tia-X 10MV trong bêtông thường có tỷ trọng 2350 kgm^{-3} tra bảng thì tường chắn sơ cấp dày 38cm, số lượng TVT yêu cầu giảm được hệ số g_0 là:

$$TVT = \log_{10}(g_0) = \log_{10}(1{,}92 \times 103) = 3{,}28.$$

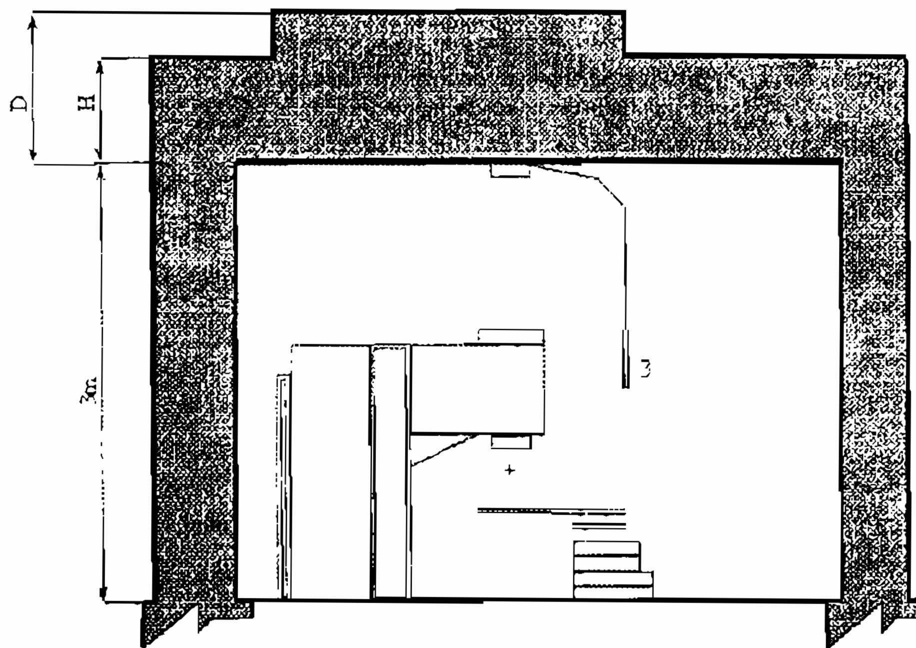
Vậy độ dày của tường chắn thứ cấp là: $3{,}28 \times 38 \times 10^{-2} = 1{,}24$ (m).

Để tăng độ an toàn ta lấy độ dày của tường chắn thứ cấp là 1,3m.

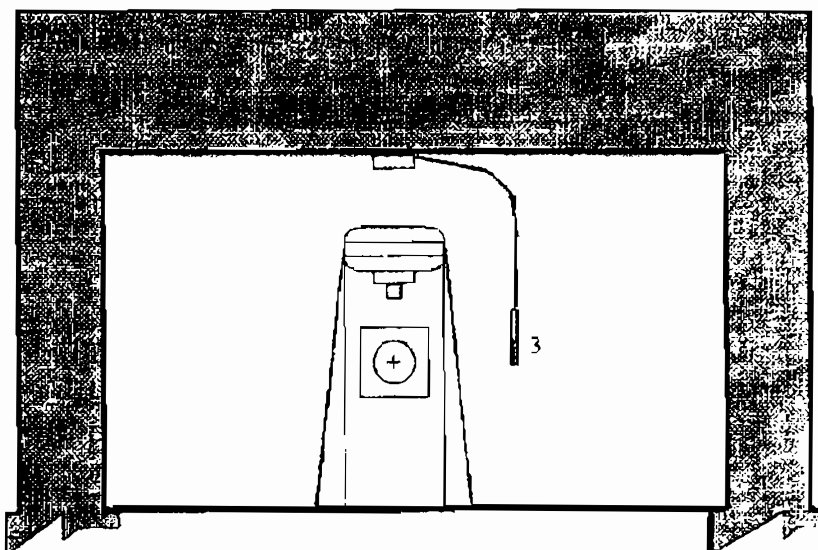
12.2.3. Chỉ tiêu kĩ thuật một phòng điều trị của hãng Siemen



Hình 12.18. Sơ đồ bố trí phòng điều trị của hãng Siemen



Hình 12.19(a). Sơ đồ mặt cắt XX của phòng xạ trị



Hình 12.19 (b). Sơ đồ mặt cắt Y-Y của phòng xạ trị

Đây là sơ đồ phòng điều trị có kích thước nhỏ nhất ứng với máy gia tốc có nguồn năng lượng Manetron, kết quả tính toán che chắn dựa theo tiêu chuẩn NCRP (National Commission on Radiation Protection).

Chi tiết về phòng điều trị:

1- Máy gia tốc Magnetron.
2- Bàn phím điều khiển với hệ thống kiểm tra.
3- Tay điều khiển máy.
4- Giường điều trị.
5- Hệ thống đèn Lazer xác định chuẩn.
6- Giá để nêm.
7- Khoang chứa nguồn Klystron.
8- Nút tắt năng lượng.
9- Đèn Lazer xác định chiều dọc trên trần.
10- Màn hình và Camera trong phòng.
11- Công tắc cửa.
12- Đèn báo hiệu đang chiếu tia.
13- Hệ thống báo hiệu nguy hiểm.

Bảng 12.11 dưới đây là kết quả dựa trên sách hướng dẫn NCRP với báo cáo chi tiết số: 49, 51, 79 và 91. Nếu sử dụng bêtông nặng thì bề dày giảm đi khoảng 1/3 giá trị tính toán trong bảng. Những bản trên được tính toán theo kết quả dữ liệu máy ứng với mức năng lượng 15MV, đây chính là kích thước của phòng điều trị của Bệnh viện K.

Bảng 12.11.

Mức năng lượng		23 MV	18 MV	15 MV	10 MV	6 MV	4 MV
Vật liệu	Kích thước	m	m	m	m	m	m
Bê tông thường có mật độ 2.3 kg/cm^3	A	2.42	2.35	2.30	2.18	1.94	1.62
	B	2.15	2.08	2.04	1.95	1.69	1.42
	C	4.50	4.50	4.50	4.50	4.50	4.50
	D	2.51	2.44	2.39	2.26	2.00	1.68
	E	1.37	1.33	1.30	1.28	1.14	0.96
	F	1.65	1.59	1.56	1.55	1.35	1.16
	G	1.60	1.58	1.56	1.51	1.31	1.10
	H	1.74	1.68	1.65	1.59	1.42	1.22
	J	0.80	0.81	0.77	0.90	0.71	0.60
	K	1.12	0.97	0.95	0.84	0.73	0.61
	L	0.55	0.55	0.55	0.53	0.44	0.39
Lớp suy giảm 10 lần thứ nhất		0.50	0.48	0.47	0.41	0.35	0.29
Lớp suy giảm 10 lần tiếp theo		0.46	0.44	0.44	0.39	0.35	0.29

Chương 13
AN TOÀN ĐIỆN TRONG Y TẾ

13.1. CÁC KHÁI NIỆM CHUNG VỀ AN TOÀN ĐIỆN

13.1.1. Định nghĩa về an toàn điện

An toàn điện là sự hạn chế hay giới hạn những nguy hiểm do bị điện giật, sự nổ, cháy, hay phá hủy thiết bị hay nhà cửa bởi điện.

Điện giật đề cập tới cả giật vĩ mô (*macroshock* -dòng lớn truyền từ tay nọ sang tay kia có qua tim) và giật vi mô (*microshock* -dòng nhỏ tới thẳng tim). Giật điện có thể xảy ra với bệnh nhân, những người vận hành thiết bị, khách thăm quan bệnh viện hay thăm quan các thiết bị chăm sóc sức khỏe. Giật điện xảy ra do các thiết bị điện được đấu nối hay bảo dưỡng không đúng cách hay xuất phát từ hệ thống nguồn cung cấp.

Nổ điện có thể xảy ra do các tia lửa điện phát ra tại chỗ tiếp xúc, các tia lửa điện này làm bốc cháy một số khí dễ bắt lửa như ête hay thuốc gây mê toàn diện (dùng trong phẫu thuật).

Cháy điện xảy ra do nhiệt sinh ra bởi quá tải, do các thiết bị nối sai dây hay bảo dưỡng không đúng cách, hoặc xuất phát từ nguồn điện.

Cháy, nổ hoặc quá tải điện phá hủy thiết bị và nhà cửa.

An toàn được hiểu như điều kiện để tránh khỏi bị tổn thương hay mất mát. Trên thực tế, an toàn được hiểu như một tình huống hoàn toàn vô hại. Tuy nhiên, không có tình huống nào là hoàn toàn an toàn cả. Hiểu một cách thông thường thì an toàn điện trong môi trường y tế chỉ đề cập tới việc hạn chế các tình huống nguy hiểm. Phải hết sức nhớ rằng an toàn điện là tình huống động chứ không phải tĩnh nên thường xuyên phải được quan tâm tới.

13.1.2. Mục tiêu của an toàn điện trong các tổ chức y tế

Mục tiêu của vấn đề an toàn điện trong các tổ chức y tế gần đây đã được chỉ rõ. Hàng loạt các bài báo xuất hiện trong các ấn phẩm về chăm sóc sức khỏe vào đầu những năm 70 cho thấy nỗ lực chỉ rõ sự nguy hiểm của nguy cơ giật điện vi mô và vĩ mô. Giật vi mô được xem như khi dòng điện nhỏ (cỡ mirô-ampe) chạy thẳng qua tim bệnh nhân (thường thì dòng dò gây ra giật vi mô), gây nên sự rung tâm thất và có thể chết.

, Một ống dẫn dịch là một ống bằng nhựa được đặt vào trong một động mạch hay tĩnh mạch để đo huyết áp hạy đo lưu huyết, để đưa các chất vào trong máu hoặc điều hoà nhịp tim bằng điện. Sự rung tâm thất (V-FIB) là tình trạng của tim mà trong đó cơ tim rung và đập nhẹ thay vì bơm nhanh và nhịp nhàng. Trừ phi bệnh nhân tự điều chỉnh một cách tự động hay do một máy khử rung tim, sự rung tâm thất có thể gây nên tử vong do vòng tuần hoàn máu không thích hợp.

Sự nguy hiểm của giật điện vi mô có thể gây chết người này xảy ra đối với các nhà chuyên môn, các y tá, các kỹ sư điện tử y sinh, các nhà kỹ thuật, các nhà quản lý, luật sư, các bệnh nhân và những người khác, những người có liên quan tới an toàn điện trong bệnh viện.

Vào đầu những năm 70, bác sĩ Carl Walter của bệnh viện Peter Bent Brigham, Boston nói rằng có tới 1200 bệnh nhân chết do điện giật mỗi năm. Vào năm 1971, Friendlander nói rằng theo ước tính của Hội đồng Thực phẩm và Thuốc thì có tới 1600 trường hợp bị thương và 100 trường hợp bị chết hàng năm do các thiết bị điện. Bởi vì giật vi mô khó nhận thấy nên dường như không ai biết chính xác qui mô của vấn đề này. Nó có thể ở khoảng nào đó giữa hai khoảng ước tính đã nói tới ở trên. Nhưng vấn đề này là có thực.

Điều cốt yếu là, mục tiêu của an toàn điện trong các tổ chức y tế phần lớn có liên quan tới giật vi mô từ các thiết bị vận hành bằng điện có liên hệ với bệnh nhân theo cách nào đó.

13.1.3. Trách nhiệm của các nhân viên trong bệnh viện

An toàn điện trong các cơ sở y tế là trách nhiệm của cả các nhân viên y tế và các bệnh nhân. Tuy nhiên, phạm vi đối với mỗi người là

khác nhau. Bệnh nhân cần phải báo cáo bất kỳ sự nguy hiểm nào về điện với các bác sĩ hoặc các y tá, những người này sẽ báo cáo tình hình đó với những người có chuyên môn về an toàn điện. Thậm chí ngay cả khi các bệnh nhân đã rất cảnh giác nhưng họ cũng không thể nhận thức hết được sự nguy hiểm về điện. Do đó, trách nhiệm của mỗi người là:

1. *Các nhân viên y tế-* bao gồm các nhà kỹ thuật, các y tá, bác sĩ điều trị, những người này thường xuyên phải kiểm tra các thiết bị điện tiếp xúc với bệnh nhân và báo cáo khi thấy có bất cứ sự nghi ngờ nào về điện.
2. *Các nhân viên hỗ trợ-* bao gồm các nhà kỹ thuật điện tử y sinh, các nhà chuyên môn về an toàn, những người làm kế hoạch, những nhà chuyên môn về điện, những người này phải có khả năng nhận biết, kiểm tra, sửa chữa tất cả các hỏng hóc về điện cũng như là giáo dục về an toàn điện cho mọi người trong bệnh viện.
3. *Các nhân viên quản lý-* bao gồm những người quản trị, các nhà quản lý, những người giám sát cần phải khuyến khích và động viên những nhân viên giỏi và hỗ trợ cho các chương trình giáo dục về an toàn điện.

13.1.4. Các chương trình duy trì phòng ngừa nhằm hạn chế các nguy hiểm về điện

Duy trì phòng ngừa là thực hiện sửa chữa, thay thế các bộ phận, lau chùi, và các dịch vụ nói chung để tránh các vận hành không đúng qui cách và không thích hợp. Do đó, có thể kéo dài tuổi thọ của thiết bị tới hàng tháng hoặc hàng năm. Chuẩn định dụng cụ là thực hiện đánh giá và so sánh dụng cụ với các chuẩn đã được các tổ chức quốc gia đưa ra. Sửa chữa là thực hiện bảo dưỡng thiết bị theo định kỳ hoặc ngay lập tức khi cần thiết chứ không theo lịch trình.

Duy trì phòng ngừa *(PM- Preventive Maintenance)* khác với duy trì sửa chữa *(CM- Corrective Maintenance)* là duy trì phòng ngừa liên quan đến thanh tra và kiểm tra thường xuyên trong khi đó duy trì sửa chữa lại liên quan đến chuẩn định dụng cụ hay thay thế các phần bị hỏng hóc. Các cuộc kiểm tra an toàn điện giúp cho người ta có thể giảm thiểu các

nguy hiểm do điện gây ra bằng cách phát hiện sớm các biểu hiện xuống cấp của thiết bị điện. Bằng cách thay thế các ổ cắm bị vỡ, các nơi cấp nguồn điện bị hỏng hóc, các nối đất không an toàn, môi trường y tế sẽ an toàn hơn đối với bệnh nhân.

Để đảm bảo an toàn, một tờ giấy sẽ được dán cố định lên thiết bị, trên đó có ghi rõ các ngày tháng thiết bị được kiểm tra. Các nhà sản xuất cung cấp một tờ chỉ dẫn các thủ tục vận hành thiết bị. Trên đó thường ghi các thủ tục lắp đặt, các điều kiện và thủ tục vận hành thiết bị, cách vận hành, các thủ tục kiểm tra và duy trì phòng ngừa, các phần dự trữ khác.

Các thiết bị kiểm tra an toàn điện đặc biệt là các thiết bị kiểm tra chuyên dụng được thiết kế chuyên cho các bệnh viện, dùng để đo dòng dò (dẫn từ chân đế máy xuống đất và từ thiết bị điện tim xuống đất), bể phân cực, điện trở đất nguồn, và đo một số tham số quan trọng khác.

13.1.5. Cài đặt chương trình an toàn điện trong bệnh viện

Các thủ tục cài đặt và vận hành chương trình an toàn điện cần được giới thiệu cho các y tá, các nhà điều trị và các nhân viên chăm sóc y tế. Các chương trình này thường được trình bày ngắn gọn và bao gồm các nội dung sau:

1. Giới thiệu chung- giới thiệu mục đích và mục tiêu của chương trình an toàn điện.
2. Các khái niệm cơ bản về điện.
3. Bản chất vật lý của giật điện.
4. Các tình huống nguy hiểm của giật vi mô (microshock) và giật vĩ mô (macroshock).
5. Xác định các thiết bị và các tình huống nguy hiểm về điện.
6. Báo cáo tất cả các điều kiện nghi ngờ.
7. Tránh các tình huống nguy hiểm về điện.
8. Có trách nhiệm.
9. Ra các ấn phẩm thích hợp.
10. Tổng kết, đánh giá.

13.2. LÝ THUYẾT VỀ GIẬT VI MÔ VÀ GIẬT VĨ MÔ

13.2.1. Các ảnh hưởng sinh lý học của điện đối với cơ thể người

Dòng điện đi qua cơ thể người gây nên ba ảnh hưởng cơ bản: làm tổn thương các mô, làm teo cơ hay mất cảm giác không điều khiển được và sự rung tim. Đánh giá đúng mức các hậu quả này phụ thuộc vào khả năng hoạt động của các tế bào. Các tế bào cơ và tế bào thần kinh trong cơ thể làm việc như các pin hay các đơn vị phân cực. Các hiệu thế của tế bào phân cực, khử cực, duy trì phân cực tăng lên từ sự tập trung khác nhau của các ion natri, kali và clo qua các màng tế bào nửa thấm. Các tế bào phân cực ở hiệu thế -70 MV có thể được kích thích bởi bất cứ cách nào sau đây: cơ học, hóa học, nhiệt, quang, và điện.

Giật điện liên quan tới việc kích thích các mô cơ thể bằng điện, và hậu quả của nó có thể chỉ là cảm giác bị nhói nhẹ cho tới giật bắp cơ rất mạnh, thậm chí còn rung tâm thất. Do đó, giật điện được đo bằng cường độ dòng điện tại các tần số cụ thể nào đó. Giật vĩ mô *(macroshock)* được định nghĩa là một dòng ở mức cao (mA), dòng này từ tay này tới tay kia, qua cơ thể người (chạy trên da) bằng cách tiếp xúc với một nguồn điện áp. Sẽ có hai điểm tiếp xúc trên cơ thể người. Dòng điện này còn có thể sẽ qua tim và gây nên sự rung tim, thậm chí có thể chết.

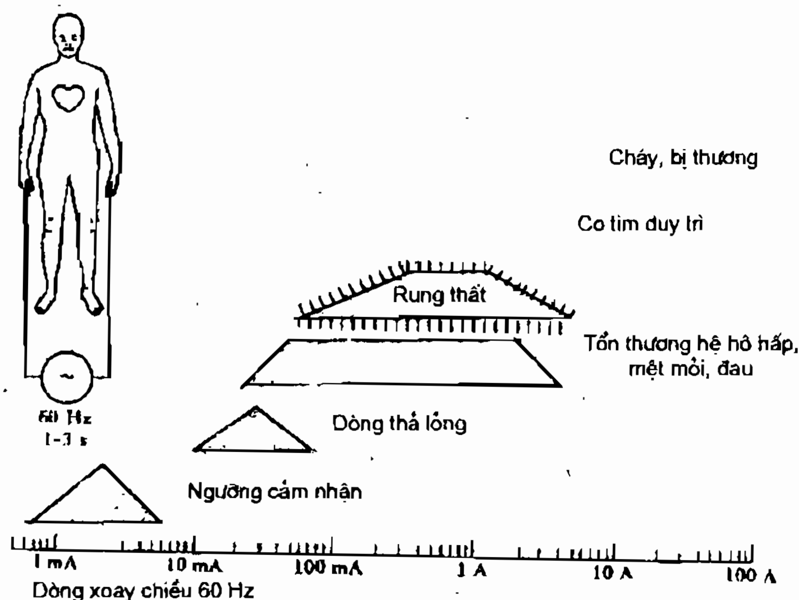
Giật vi mô *(microshock)* được định nghĩa là dòng điện rất nhỏ (cỡ µA), tới thẳng trực tiếp tim qua một ống dẫn dịch nhỏ trong động mạch hoặc tĩnh mạch. Ống dẫn dịch nhỏ này được nối với bề mặt phía trong của tim, nơi mà đo được áp lực máu hay nhịp tim bị tác động.

Cụ thể hơn, sau đây chúng ta sẽ xem xét các ảnh hưởng sinh lý trong cơ thể con người theo chiều mức độ tăng dần của dòng điện (hình 13.1).

1. Ngưỡng cảm nhận (Threshold of Perception)

Khi mật độ dòng điện đủ lớn để kích thích các đầu dây thần kinh trong da, người ta sẽ cảm thấy ram ran như kiến bò. Ngưỡng cảm nhận là dòng điện nhỏ nhất khi người ta có thể phát hiện được cảm giác trên.

Ngưỡng này thay đổi đáng kể tùy theo từng người và phù hợp với từng điều kiện cụ thể. Một người nào đó nắm một sợi dây đồng nhỏ bằng tay ướt thì ngưỡng cảm nhận thường vào khoảng 0,5 mA ở tần số 60 Hz. Với dòng một chiều thì ngưỡng này là 2 mA - 10 mA.



Hình 13.1. **Những ảnh hưởng sinh lý của điện**

2. Dòng thả lỏng (Let-go current)

Khi dòng điện tăng, thần kinh và cơ được kích thích mạnh hơn (thậm chí đến mức đau và mệt mỏi) sẽ xuất hiện những cơn co cơ bị động hoặc sự rút lui do phản xạ phản ứng với dòng điện. Nếu dòng điện tiếp tục tăng, các cơn co cơ bị động có thể sẽ ngăn cản các cơn co cơ chủ động. Dòng điện tối đa mà con người có thể rút lui một cách chủ động gọi là dòng thả lỏng. Dòng thả lỏng trung bình đối với nam giới thường là 10mA.

3. Chứng tê liệt hệ hô hấp, đau và mệt mỏi

Nếu dòng điện tiếp tục tăng, sự co cơ hô hấp bị động có thể sẽ gây ngạt thở trầm trọng nếu vẫn không ngừng cung cấp nguồn điện. Trong quá trình nghiên cứu các thử nghiệm dòng thả lỏng, tác giả Dalziel đã quan sát thấy bệnh nhân ngừng thở ở dòng 18 - 22 mA. Các cơn co cơ bị

động và kích thích thần kinh mạnh có thể làm người ta thấy đau đớn và dòng điện nếu tồn tại một thời gian dài sẽ gây nguy hiểm cho tính mạng.

4. Hiện tượng rung tâm thất

Tim rất nhạy cảm với dòng điện. Đó là một điều hết sức nguy hiểm. Nếu dòng điện đủ để kích thích chỉ một phần cơ tim thì sự lan truyền các hoạt động điện trong cơ tim sẽ bị rối loạn. Một khi hoạt động trong tâm thất rối loạn không thể kiểm soát nổi thì chức năng bơm của tim sẽ dừng và tử vong sẽ xảy ra trong khoảng thời gian rất ngắn.

Hiện tượng rối loạn không kiểm soát được của cơ tim này gọi là hiện tượng rung tâm thất. Đặc biệt nguy hiểm khi dòng điện gây ra hiện tượng này đã đi qua mà rung tâm thất vẫn tồn tại. Hiện tượng rung tâm thất là lý do chính gây ra tử vong khi bị điện giật. Ngưỡng gây rung tâm thất đối với một người đàn ông có chiều cao trung bình là 75 mA đến 400 mA. Nhịp tim sẽ được khôi phục bình thường trở lại chỉ khi một xung điện có biên độ lớn, thời gian ngắn được đưa vào cơ thể bệnh nhân để khử cực cùng một lúc cho toàn bộ các tế bào cơ tim. Sau khi toàn bộ các tế bào cùng được thả lỏng, nhịp tim sẽ được phục hồi trở lại bình thường.

Trên thực tế, nguy hiểm nhất của giật điện là gây nên sự rung tim. Đó là hiện tượng cơ tim bị rung thay vì nhịp bơm máu đều đặn. Kết quả là tim bơm máu không hiệu quả. Mô tim là một trong các mô nhạy cảm nhất trong cơ thể người. Sự kích thích tim bằng điện bên trong thông thường bắt đầu bằng nút xoang nhĩ ở phía tâm nhĩ phải, khởi đầu hoạt động đồng bộ tim.

Sự rung tâm thất có thể là kết quả của quá trình kích thích tim từ bên ngoài. Một vài tế bào tim bị trục trặc và có thể gây nên một phản ứng dây chuyền của hoạt động hỗn loạn. Sự sai lệch tiêu điểm của các xung điện truyền đi và gây nên sự mất đồng bộ chức năng tim. Người ta có thể chết sau vài phút nếu không được điều trị kịp thời bằng phương pháp hồi sức tim phổi (CPR) hoặc khử rung tim bằng máy khử rung tim. Khử rung tim đòi hỏi một dòng điện rất lớn cỡ 6A trở lên chạy qua ngực nhằm thiết lập lại nhịp tim.

5. Cơn co tim duy trì

Khi dòng điện đủ lớn thì toàn bộ bộ cơ tim bị co. Mặc dù tim ngừng trong quá trình dòng điện được duy trì nhưng nhịp bình thường sẽ phát sinh trở lại khi dòng điện được ngắt (gần giống như quá trình chống rung tim). Các kết quả từ các thí nghiệm chống rung tim trên động vật cho thấy rằng: dòng tối thiểu để co cơ tim hoàn toàn nằm trong vùng từ 1A tới 6A. Không có bất kỳ một tổn thương nào đối với tim qua những dòng điện này.

6. Bỏng và tổn thương thực thể

Những hiểu biết về ảnh hưởng của dòng điện 10A còn rất ít, đặc biệt là các dòng điện tồn tại trong khoảng thời gian ngắn. Thường thì tại các điểm đầu vào của dòng điện trên da nóng lên và gây ra bỏng. Các mô não và mô thần kinh khác mất tất cả khả năng kích thích khi có dòng điện lớn chạy qua. Ngoài ra, những dòng điện quá lớn có thể gây ra các cơn co cơ có khả năng bóc cơ ra khỏi xương.

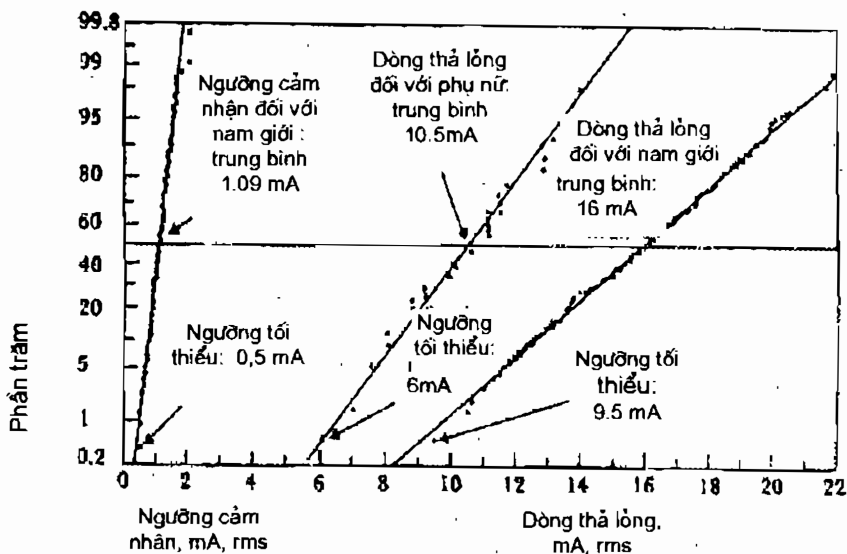
Tóm lại, dòng điện lớn trong giật vĩ mô có thể gây nên tử vong. Bảng 13.1 cho thấy ảnh hưởng của dòng điện 60 Hz từ tay này qua tay kia. Các dòng điện nằm từ phạm vi 1 mA (ngưỡng cảm nhận) tới 10 mA (dòng thả lỏng), tới 100 mA (phá hủy hệ hô hấp và rung tâm thất - dẫn đến tử vong), tới 1 A trở lên (phá hủy- cháy các mô tế bào). Ngược lại, các dòng giật vi mô từ 10- 100 μA có thể gây nên sự rung tâm thất và tử vong.

Dòng từ 10 mA trở xuống là mức gây giật, người ta chọn dòng dò là 5 mA là mức chuẩn. Trên thực tế, thiết bị cần phải có dòng dò tần số 60 Hz nối từ nguồn tới vỏ kim loại của thiết bị nhỏ hơn 5 mA.

Các mức dòng điện giật vi mô an toàn xuất phát từ các cuộc nghiên cứu trên chó. Vào những năm 1960, các cuộc thí nghiệm minh hoạ rằng dòng điện 20 μA ở tần số 50, 60 Hz trực tiếp qua tim có thể gây nên rung tim ở chó. Điều này phụ thuộc vào mức độ tập trung dòng điện lớn ở cơ tim. Bởi vì các cuộc thí nghiệm trên cơ thể người là có giới hạn nên mức dòng điện giật vi mô 10 μA được rút ra từ các cuộc thí nghiệm trên chó.

13.2.2. Các tham số mẫn cảm quan trọng

Các ảnh hưởng sinh lý của dòng điện được giới thiệu ở trên đều lấy đối tượng nghiên cứu là một người đàn ông nặng 70 kg dùng tay ướt nắm một sợi dây đồng có dòng điện tần số 60 Hz chạy qua trong thời gian từ 1 đến 3 giây. Dòng điện cần thiết để tạo ra từng ảnh hưởng phụ thuộc vào rất nhiều yếu tố. Sau đây chúng ta sẽ xem xét từng yếu tố.



Hình 13.2 **Sự phân bố của ngưỡng cảm nhận và dòng thả lỏng**

1. Sự thay đổi ngưỡng và dòng thả lỏng

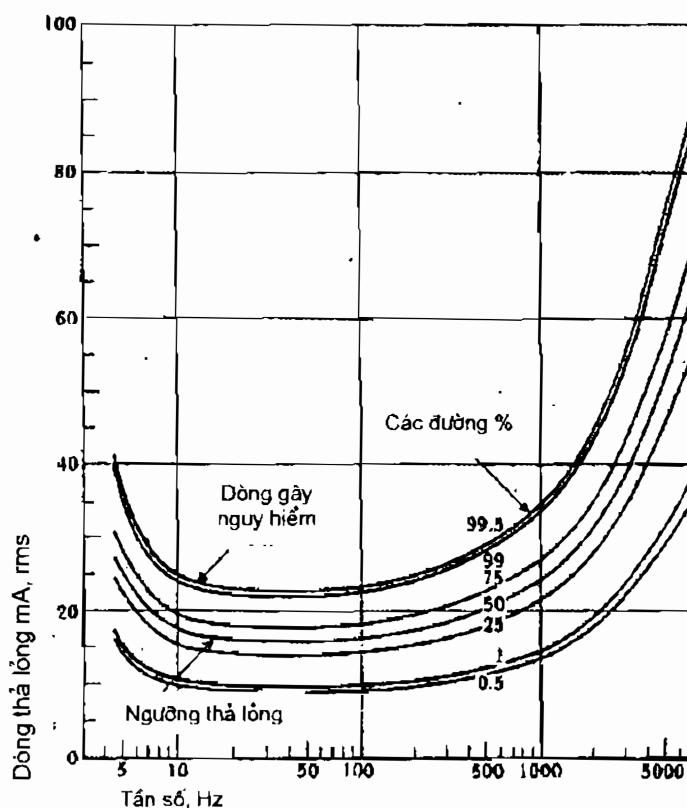
Ở nam giới, giá trị trung bình của ngưỡng cảm nhận là 1,1 mA. Ở phụ nữ, ước tính là 0,7 mA. Ngưỡng tối thiểu có thể cảm nhận là 500 μA.

Giá trị trung bình dòng thả lỏng ở nam giới là 16 mA, ở nữ giới là 10,5 mA. Ngưỡng tối thiểu dòng thả lỏng ở nam giới là 9,5 mA và ở nữ giới là 6 mA. Chú ý rằng độ lệch tiêu chuẩn của dòng thả lỏng lớn hơn nhiều độ lệch tiêu chuẩn của dòng ngưỡng cảm nhận (Hình 13.2).

2. Tần số của dòng điện

Tần số của dòng điện cũng rất quan trọng khi xem xét hiện tượng giật điện. Ví dụ, khi một dòng điện giật đi từ tay nọ qua tay kia với tần số từ 50 tới 60 Hz cũng có hiệu lực đáng kể khi so sánh với các tần số cao

hơn hoặc thấp hơn. Một dòng điện 1 mA- 60 Hz xác định một mức ngưỡng mà hầu hết mọi người đều chịu đựng được, và một dòng điện 100 mA- 60 Hz có thể gây ra khó thở, rung tâm thất, thậm chí có thể gây nên tử vong. Tuy nhiên, nếu tần số tăng lên trên 1 kHz, các mức dòng điện này không còn tạo ra được các cảm nhận hay các hiện tượng đe dọa sự sống nữa. Ví dụ, các tần số cao cỡ MHz sẽ không gây giật nữa. Điều này liên quan đến chức năng phẫu thuật điện. Thiết bị phẫu thuật bằng điện này cắt, đốt các mô cơ thể mà không gây ra giật điện (hình 13.3).

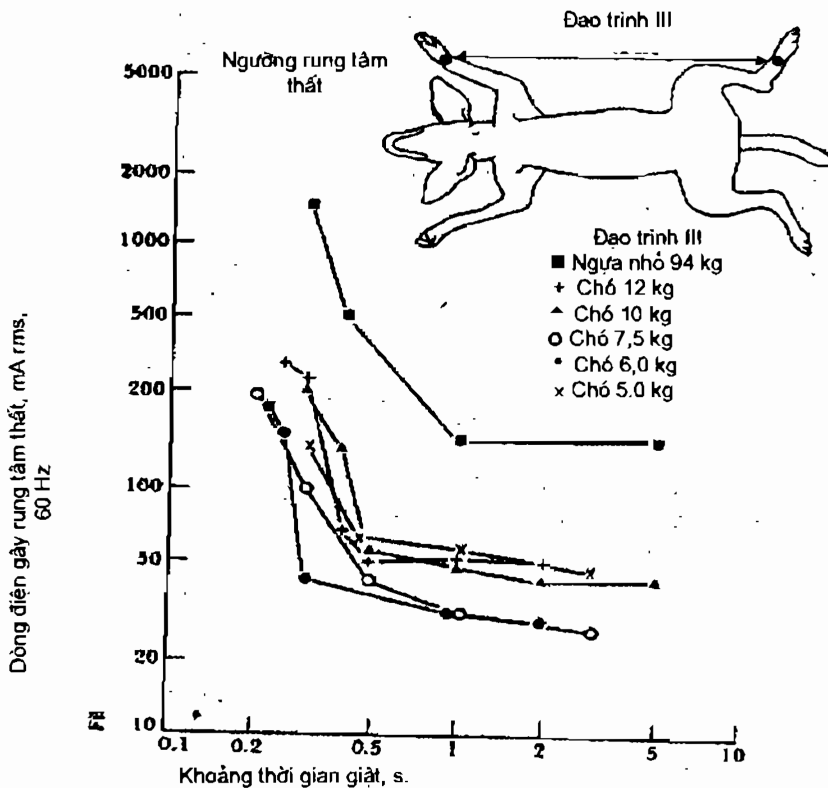


Hình 13.3. **Quan hệ giữa dòng thả lỏng và tần số dòng điện**

3. Thời gian

Ngưỡng của dòng điện gây rung tim đối với động vật tăng rất nhanh đối với khoảng thời gian điện giật có giá trị nhỏ hơn 1 giây (qua các nghiên cứu thực tế).

Như ta đã biết, rung tim rất nguy hiểm trong khoảng 100 ms của chu kỳ tim, nó gần tương ứng với sóng T của điện tâm đồ. Vì vậy những cơn giật trong khoảng thời gian ngắn được cung cấp trong khoảnh khắc của chu kỳ tim sẽ có ngưỡng rung tim cao hơn rất nhiều lần (hình 13.4).



***Hình 13.4.* Các ngưỡng rung tâm thất ở động vật đối với dòng xoay chiều tần số 60Hz**

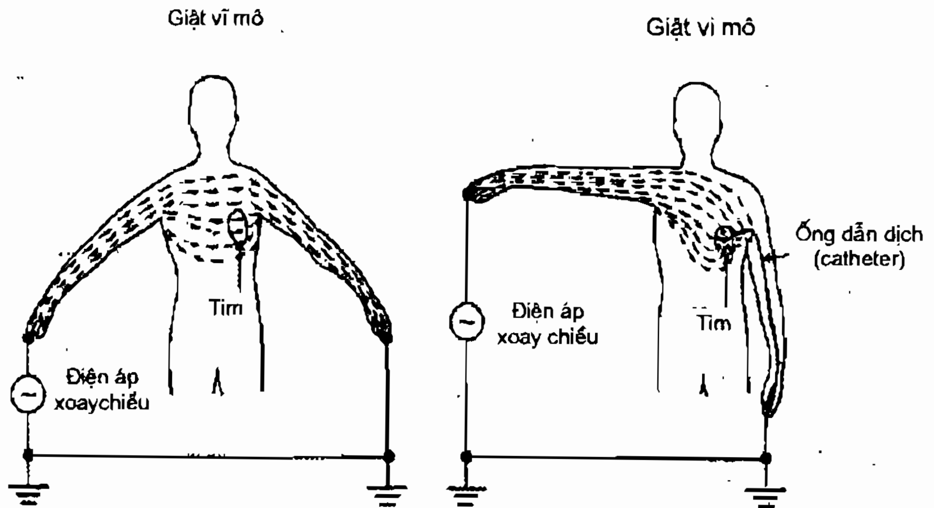
4. Trọng lượng cơ thể

Từ một số nghiên cứu trên động vật đã minh họa rằng: ngưỡng rung tâm thất tăng theo trọng lượng cơ thể.

5. Các điểm vào cơ thể của dòng điện

Khi dòng điện xuất hiện ở hai điểm trên da thì chỉ một phần nhỏ của dòng điện chạy qua tim (hình 13.5). Dòng điện từ ngoài vào, lan

khắp cơ thể và gây ra nguy cơ giật điện. Loại này gọi là giật vĩ mô. Độ lớn của dòng điện loại này để có thể gây ra rung tim phải lớn hơn rất nhiều so với dòng điện chạy trực tiếp vào tim.



Hình 13.5. **Ảnh hưởng của các điểm dòng điện vào cơ thể**

Một điều rất quan trọng là hai điểm vào của dòng điện nằm ở đâu trên da. Kết quả nghiên cứu minh họa rằng hai điểm vào nằm trên cùng một loại chi thì nguy cơ rung tim sẽ nhỏ hơn.

Bệnh nhân đặc biệt mẫn cảm khi dụng cụ hoặc thiết bị đặt ở gần tim hay trực tiếp vào tim. Chúng tạo ra một đường dẫn từ ngoài vào một điểm nào đó trên hoặc trong tim. Đặc biệt nguy hiểm khi vật dẫn được cách ly khỏi mọi phần cơ thể trừ một đầu ở gần tim.

13.2.3. Nguy cơ giật vĩ mô và nguy cơ giật vi mô

1. Nguy cơ vĩ mô (Macroshock)

Điện trở da và sự phân bố không gian của dòng điện khi bị điện giật là hai yếu tố có vai trò lớn đến nguy cơ rung tim.

Bảng 13.1. **Các tác động của dòng điện 60 Hz trên cơ thể người ở tuổi trung niên**

Cường độ Dòng điện	Tác động
1 mA	Mức ngưỡng còn chịu đựng được
5 mA	Cường độ dòng điện cực đại chưa gây nguy hiểm
10-20 mA	Cường độ dòng điện bắt đầu gây nên co cơ.
50 mA	Đau. Có thể bị choáng ngất, mệt mỏi, bị thương cơ học, vẫn duy trì chức năng tim và hô hấp.
100-300 mA	Bắt đầu gây rung tâm thất nhưng trung tâm hô hấp vẫn được duy trì.
6 A	Co cơ tim liên tục xảy ra sau nhịp tim thông thường. Tê liệt tạm thời hệ hô hấp. Nếu cường độ dòng cao có thể gây nên cháy.

a. Điện trở da và điện trở thân thể

Điện trở da thay đổi rất lớn theo lượng nước và dịch cơ thể. Nó tỷ lệ nghịch với diện tích tiếp xúc.

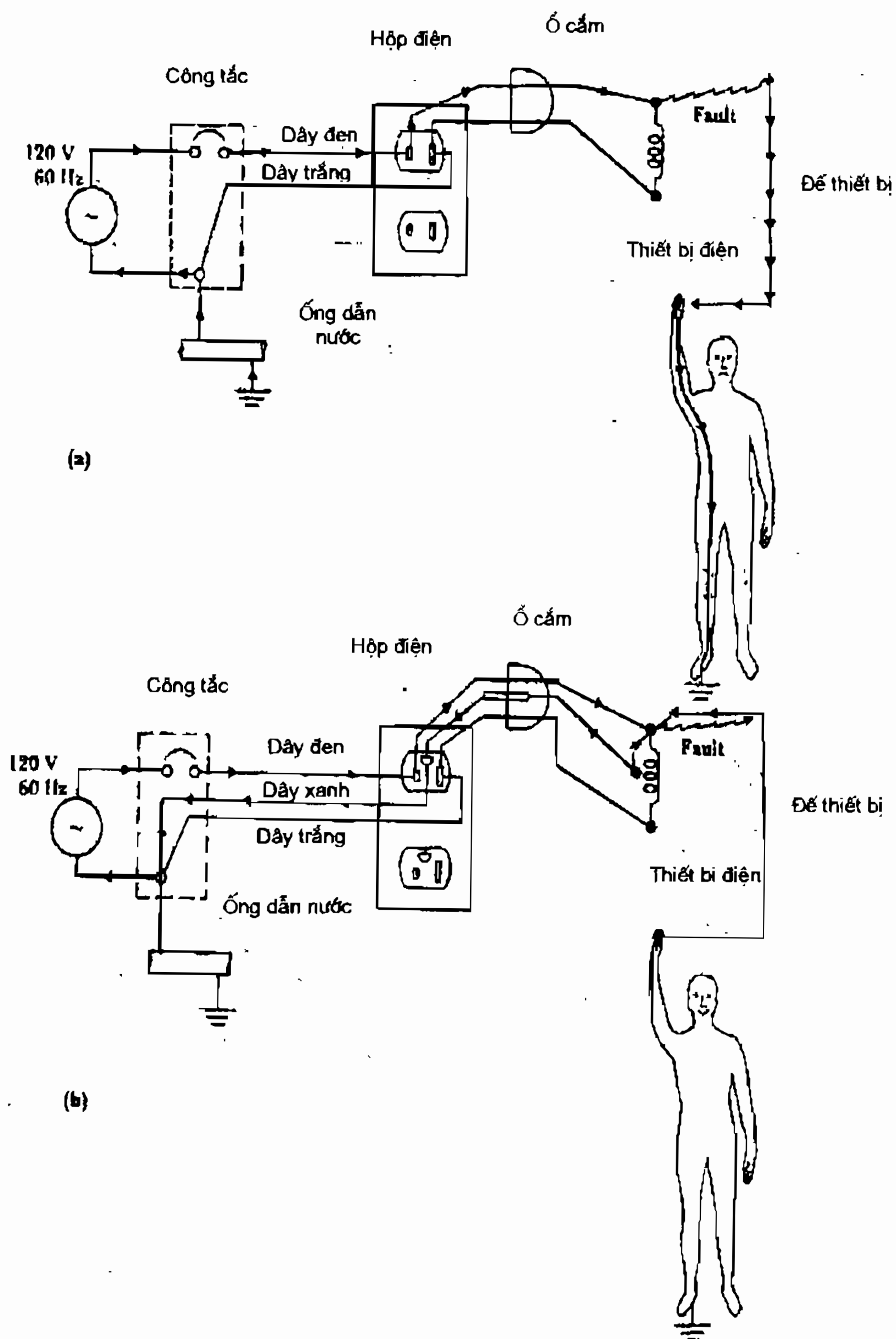
Lớp sừng ngoài của biểu bì là thành phần cơ bản của điện trở da. Một lớp da nguyên vẹn có diện tích tiếp xúc với điện 1 cm^2 thường có điện trở từ 15 kΩ đến 1 MΩ. Khi da ướt hoặc bị trầy xước điện trở da sẽ giảm. Ngược lại điện trở trong cơ thể lại rất nhỏ, khoảng 200Ω ở các chi và 100Ω ở phần thân. Bất cứ quá trình nào làm giảm điện trở da đều dẫn đến tăng dòng điện và nguy cơ vĩ mô cũng tăng theo (ví dụ như sử dụng các mỡ điện cực trong điện tim, điện não, điện cơ ...).

b. Những hư hỏng về điện trong thiết bị

Một thực tế là vỏ và khung bệ máy nhiều khi được làm bằng kim loại. Vì vậy khi người sử dụng hay bệnh nhân vô tình chạm phải, nguy cơ điện giật vẫn có thể xảy ra nếu vỏ máy và bệ máy không được nối đất. Hình 13.6 giới thiệu tổng quát trường hợp trên.

Những hư hỏng bên trong thiết bị có thể do lỗi ở lớp cách điện, tụ lọc, nguồn dò hay chập, cáp nguồn bị đứt cực đất,...

Nên chú ý rằng, trong y tế các dịch như máu, nước tiểu, đờm dãi, ... ngay cả sữa cho trẻ em cũng có thể gây đoản mạch tạm thời và biến thiết bị an toàn thành thiết bị có nguy cơ điện giật.



Hình 13.6. Nguy cơ giật vì mô do tiếp đất

2. Nguy cơ vi mô (Microshock)

Hiện nay chúng ta đã hiểu về tác động sinh lý của dòng điện nhỏ qua bệnh nhân và bản chất khó nắm bắt của dòng dò, các nguy hiểm có thể nhận thấy và ngăn chặn.

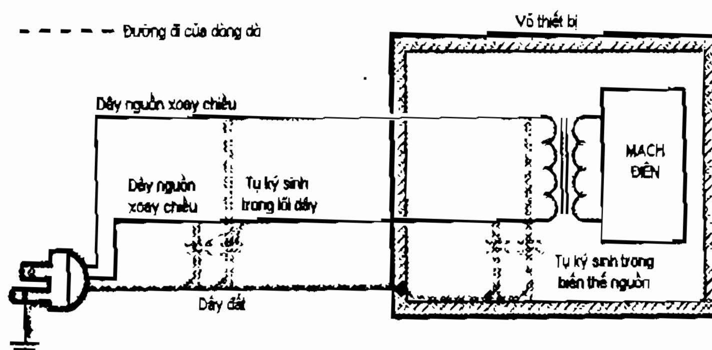
Nguy cơ vi mô thường bắt nguồn từ các dòng dò trong các thiết bị dùng điện, hoặc sự chênh lệch điện áp trong các bề mặt tiếp đất trong hệ thống tiếp đất. Những hiện tượng đó tạo ra sự phân bố không gian của dòng điện rất bất lợi cho tim.

a) Dòng dò

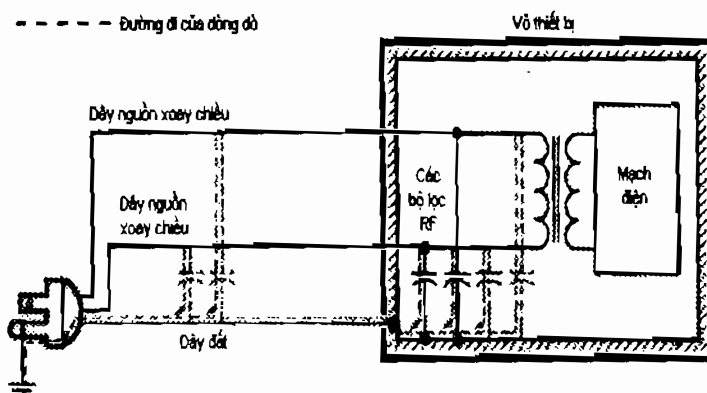
Dòng dò là dòng điện nhỏ (μA) thường chạy giữa hai vật dẫn đã được cách ly, nhưng nằm kề nhau và có thế khác nhau. Dòng dò có thể xuất hiện ở những nơi đã cách điện, có bụi bẩn hoặc ẩm ướt, đặc biệt nguy hiểm nếu hệ thống tiếp đất bị hỏng Tất cả các thiết bị vận hành bằng điện đều có một dòng dò nào đó. Dòng dò này không phải là kết quả của hỏng hóc thiết bị mà là hậu quả tự nhiên của dây dẫn điện và các linh kiện.

Dòng dò có hai thành phần chính: tụ điện và điện trở. Dòng dò tụ điện gây nên bởi các tụ điện phân bố giữa hai dây hoặc giữa một dây và một đế hay vỏ kim loại của thiết bị. Ví dụ như, dây "nóng" (thường có màu đen đối với nguồn) tạo thành một phiến của tụ, lớp vỏ cách điện của dây tạo thành lớp điện môi, và đế kim loại (đất) tạo thành phiến kia của tụ. Trên thực tế tụ này thường được phân bố trên suốt chiều dài của dây nguồn, dây càng dài thì tụ càng lớn. Một tụ khoảng 2500 pF ở 60 Hz, nguồn điện áp 120 V sẽ tạo thành một dung kháng khoảng 1 MΩ và cường độ dòng dò khoảng 120 μA. Các linh kiện có thể gây nên dòng dò tụ là các bộ lọc tần số vô tuyến (lọc RF- Radio Frequency), bộ chuyển đổi công suất, các dây nguồn, và bất cứ một thiết bị nào có chứa tụ kí sinh.

Dòng dò điện trở tăng lên từ trở kháng của lớp vỏ bọc cách điện quanh dây nguồn. Các chất điện môi nhựa dẻo nóng hiện nay hay các dây nguồn có trở kháng cao đến mức mà dòng dò tổng nhỏ không đáng kể so với dòng dò tụ điện. Hình 13.7 cho thấy nguồn gốc của dòng dò và hình 13.8 cho thấy dòng dò tăng lên khi sử dụng các bộ lọc RF.



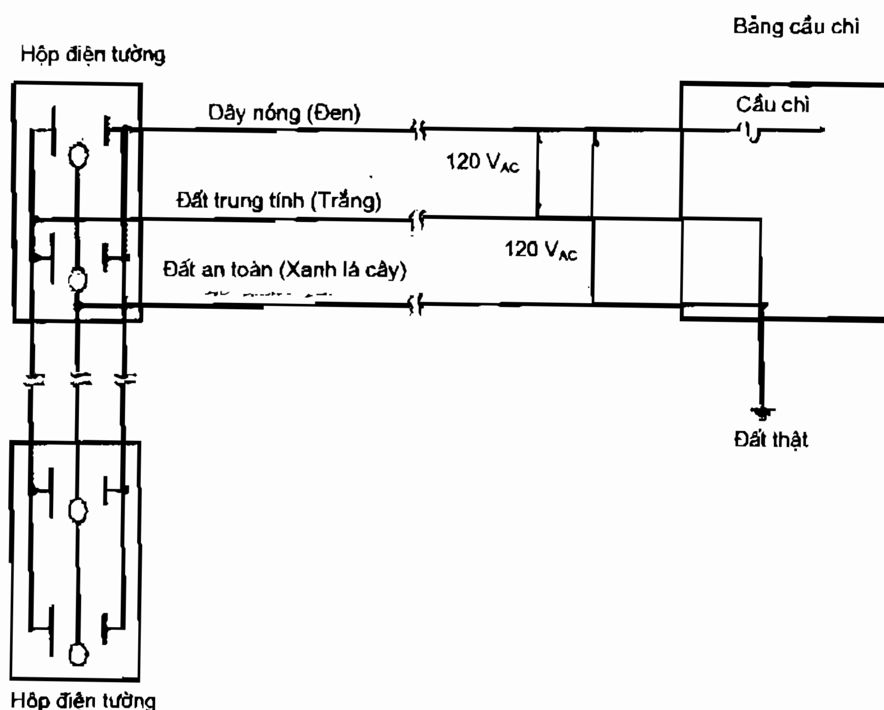
Hình 13.7. **Nguồn gốc của dòng dò (tụ kí sinh).**



Hình 13.8. **Các bộ lọc RF làm tăng dòng dò**

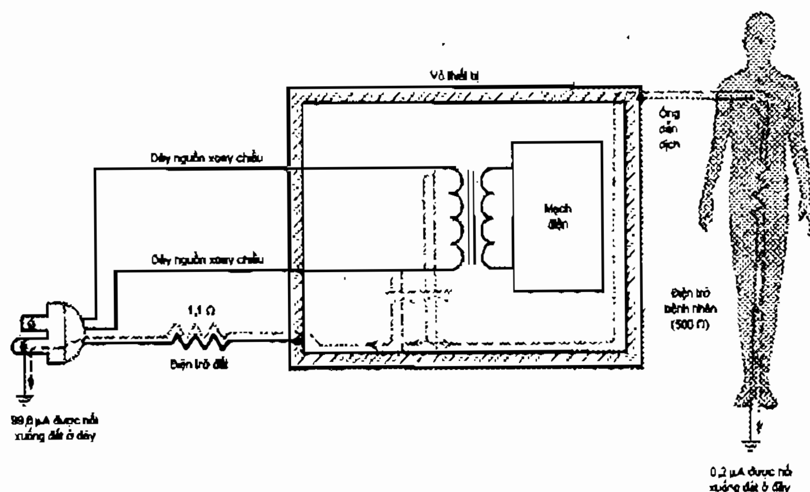
Biện pháp khắc phục dòng dò cổ điển là dây nối đất thứ ba hoặc dây nối đất an toàn. Hiểu biết về sự phân bố các dây nguồn và dây đất là một đòi hỏi đầu tiên để hiểu về hiện tượng dòng dò. Dây nóng trong các hệ thống của Mỹ là dây màu đen và không nối đất. Dây nối đất trung tính có màu trắng và là dây quay trở về được nối với đất thực trong bảng nguồn/cầu chì chính. Dây nối đất an toàn (thường không có dòng điện) có màu xanh lá cây và là dây nối dòng quay về với đất chỉ khi thiết bị có dòng dò hoặc bị hỏng. Thực tế, hai mục đích của nối đất an toàn là dẫn hết dòng dò xuống đất và làm nguội cầu chì trong đường dây nóng trong trường hợp bị hỏng nặng (như khi dây nóng bị chập mạch với đế kim loại

nối đất hoặc quá tải). Hình 13.9 cho thấy các đầu ra của các khối đều được nối với bảng nguồn/cầu chì.

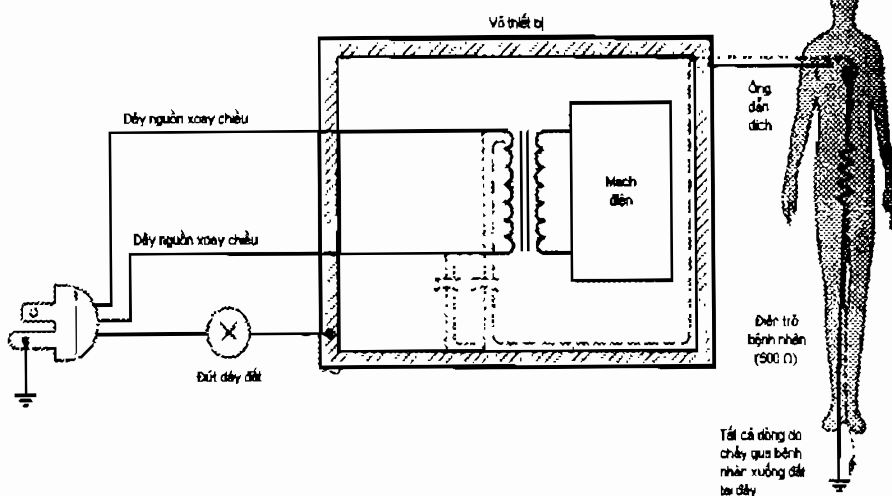


Hình 13.9. **Các hộp điện được nối với bảng cầu chì**

Một ví dụ về tác động của dây nối đất an toàn, xem xét một thiết bị điện được kết nối với nguồn điện, trong đó có dòng dò qua một điện trở đất 1Ω là 100μA (không nối với bệnh nhân). Nếu một bệnh nhân có điện trở 500 Ω chạm vào vỏ kim loại của thiết bị, sẽ có một dòng dò là 0.2 μA qua bệnh nhân và 99.8μA chảy qua dây nối đất an toàn. Rõ ràng là dây nối đất an toàn có trở kháng khá nhỏ hơn được nối song song với bệnh nhân. Do đó, phần lớn của dòng dò sẽ đi qua dây nối đất an toàn. Hình 13.10 minh hoạ một hệ thống nối đất thông thường. Nếu dây nối đất an toàn bị đứt do sử dụng một bộ thích nghi 3 với 2 hoặc một lõi hai dây, tất cả dòng dò sẽ qua bệnh nhân. Hình 13.11 minh họa một hệ thống nối đất bị đứt, điều đó sẽ rất nguy hiểm cho bệnh nhân.

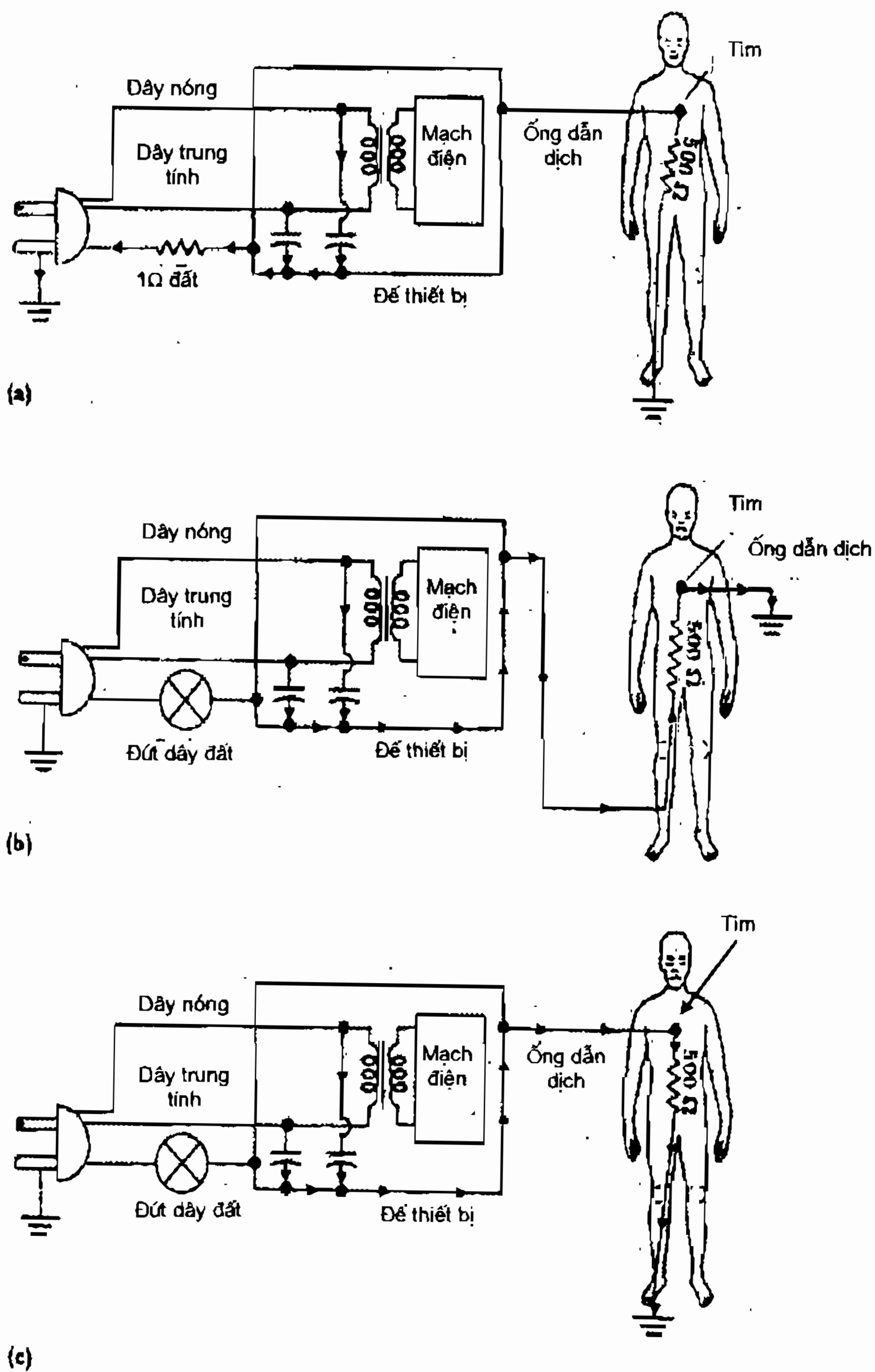


Hình 13.10. **Đường đi thông thường của dòng dò**



Hình 13.11. **Đường đi của dòng dò khi dây nối đất bị hỏng**

Hình 13.12 minh họa trường hợp dây tiếp đất tốt. Dòng dò từ dây nguồn ra vỏ thiết bị là 100 μA, nhưng bệnh nhân chỉ phải chịu một dòng qua tim là 0,32 μA. Ngược lại khi dây nối đất bị đứt, dòng qua tim sẽ là 100 μA. (Lưu ý rằng tiêu chuẩn an toàn là 10 μA).



Hình 13.12 **Đường đi của dòng dò**

Trong trường hợp có ba dây (gồm cả dây nối đất an toàn) bị hỏng, các biện pháp sau đây sẽ được áp dụng để ngăn chặn nguy cơ bị giật điện:

1. Giảm dòng dò bên trong thiết bị xuống dưới 10 μA.
2. Thường xuyên theo dõi tính liên tục của dây nối đất.
3. Thêm một dây nối đất phụ mắc song song với dây nối đất an toàn.
4. Kiểm tra định kỳ tình trạng nguyên vẹn của dây nối đất.
5. Sử dụng một hệ thống cách ly nguồn có thể cách ly được thiết bị và do đó cách ly được bệnh nhân với đất trung tính.

b. Những nguy hiểm khó thấy và những cảnh báo đối với giật vi mô trong các bệnh viện

Bệnh nhân rất mẫn cảm với nguy cơ vi mô khi họ phải dùng các dụng cụ như:

- Các điện cực của bộ tạo nhịp tim ngoài.
- Các điện cực cho các thiết bị điện tim (ECG) bên trong.
- Các ống dẫn dịch được đặt trong tim để đo huyết áp, lấy mẫu máu, hoặc để bơm chất nhuộn hoặc thuốc vào tim.

Do ngưỡng giới hạn của dòng dò qua tim rất nhỏ (10 μA), vì vậy chỉ một chút thiếu hiểu biết hay một bất cẩn nhỏ cũng có thể gây tử vong trong giây phút.

Mỗi trường hợp trong ba trường hợp sau đây đều gồm các tham số hay các tình huống, sự phân tích, các khuyến nghị và kết luận.

Trường hợp thứ nhất mô tả các nguy hiểm khó nhận thấy phát sinh từ các đất không thích hợp hoặc đất không tồn tại, nhưng các đất này lại không tạo ra các dòng điện đủ nguy hiểm mà những nhân viên vận hành máy móc thiết bị có thể nhận thấy được.

Tình huống 1 (hình 13.13)

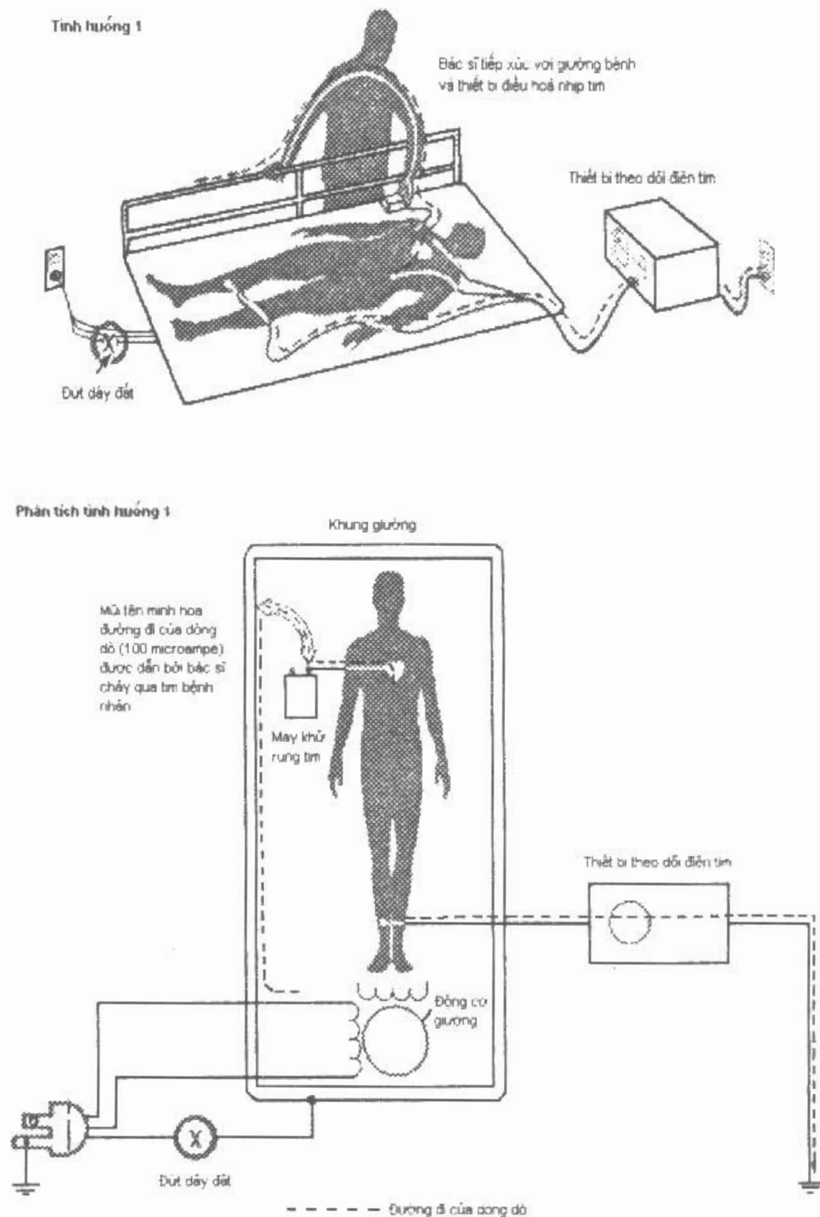
Các tham số

(1) Bệnh nhân đang nằm trên một giường vận hành bằng điện.

(2) Dây nối đất từ phích cắm trên tường bị hỏng.

(3) Bệnh nhân có một ống dẫn dịch đặt trong tĩnh mạch ngang, ống này được nối với một bộ điều hòa nhịp tim nhỏ chạy bằng pin.

(4) Bệnh nhân được nối với một máy điện tim. Điện cực bên phải của máy điện tim được nối với hệ thống đất trong bệnh viện qua thiết bị theo dõi này.



Hình 13.13. **Xây dựng và phân tích tình huống 1**

Phân tích

Dây nối đất bị hỏng trên giường bệnh làm xuất hiện một điện áp trên khung giường, điện áp này phụ thuộc điện dung nối ghép giữa khung giường với dây nối. Thông thường điện áp này sinh ra một dòng điện, dòng này được nối xuống đất. Nhưng nếu dây nối đất này bị đứt, dòng điện này có thể đi theo đường khác. Xét ví dụ sau, giả sử là có một bác sĩ điều trị tới bên cạnh giường để điều chỉnh ống nối máy rung tim và cùng lúc đó lại chạm vào máy điều hòa nhịp tim và thành giường. Giả sử rằng bác sĩ hình thành một dây nối có điện trở 100.000Ω giữa hai điểm này, và điện trở giữa các ống dẫn dịch và bệnh nhân là 500Ω. Chúng ta xem xét từ phần phân tích trên thì sẽ thấy rằng bác sĩ sẽ tạo thành một đường nối khép kín từ nguồn tới đất, đường nối này sẽ trực tiếp qua tim. Nếu chúng ta giả sử rằng trở kháng dò của giường điện xấp xỉ khoảng 1 MΩ (giả sử tụ từ dây nguồn tới giường bệnh có trị số 2500 pF). Tính toán một cách đơn giản ta sẽ thấy rằng sẽ có dòng hơn 100 μA qua tim bệnh nhân (nếu giả sử nguồn cung cấp là 240 V thì dòng sẽ là 200 μA).

$$I = \frac{U}{Z} = \frac{U}{R - jX_C} = \frac{U}{\sqrt{R^2 + X_C^2}}$$

Với U = 120 V, $R_{bác\ sĩ}$ = 100.000Ω, $R_{bệnh\ nhân}$ = 500 Ω, X_C = 1.000.000 Ω

$$I = \frac{120V}{\sqrt{(100500\Omega)^2 + (1000000\Omega)^2}} = 119\mu A$$

Điều này chắc chắn sẽ gây nên nguy hiểm cho bệnh nhân đang được điều trị. Các nhân viên trong bệnh viện cũng có thể không biết về mối nguy hiểm này. Nếu một trong số họ chạm vào khung giường và đứng tiếp đất cùng lúc, sẽ có dòng 100 μA qua họ. Dòng này nằm dưới mức ngưỡng cho phép đối với người lớn đối với dòng điện đi qua da.

Khuyến nghị

(1) Kiểm tra định kỳ dây nối đất của tất cả các thiết bị tiếp xúc với bệnh nhân.

(2) Cách ly mạch đầu vào trên máy điện tim.

(3) Đào tạo các nhân viên nhận biết những nguy hiểm có thể xảy ra và cách phòng tránh.

Tổng kết

Lỗi : Đứt dây nối đất trong dây nguồn của giường điện.

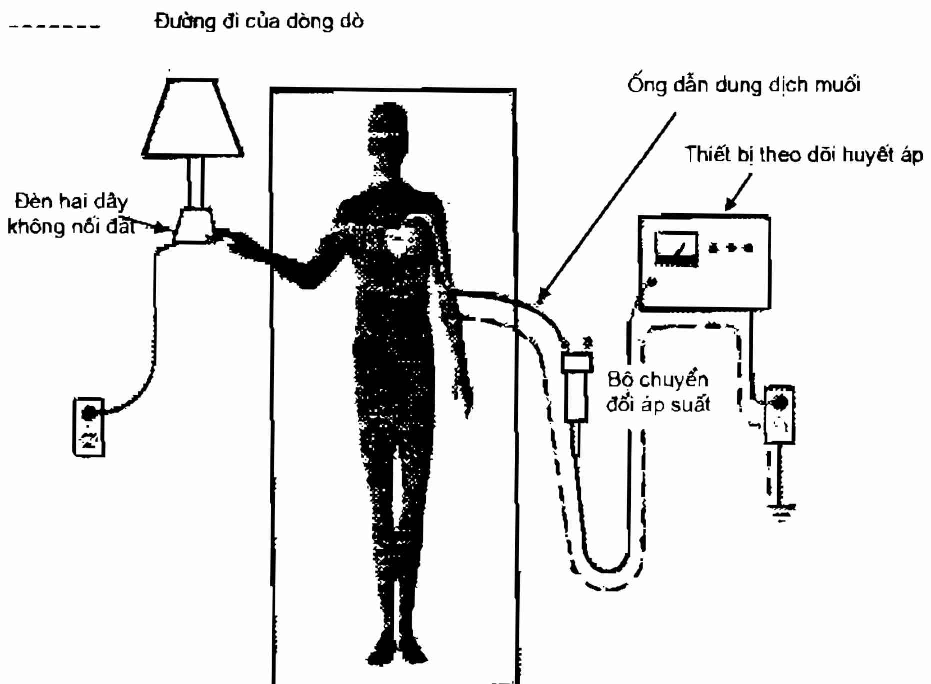
Nguy hiểm : Dòng dò từ giường nếu bình thường được dẫn xuống đất thì bây giờ sẽ qua bệnh nhân nối xuống đất qua điện cực bên phải của máy điện tim.

Biểu hiện nguy hiểm : Có thể tăng lên do sự can thiệp của máy điện tim.

Tình huống 2 (hình 13.14)

Các tham số :

Cũng giống như tình huống 1 nhưng với các ống dẫn dịch có chứa đầy dung dịch muối và ở khu vực xung quanh bệnh nhân có một thiết bị hai dây.



Hình 13.14. **Tình huống 2**

Phân tích

Một tình huống tương tự cũng xảy ra nếu như các ống dẫn dung dịch muối này được sử dụng để theo dõi áp lực máu hoặc lấy các mẫu máu ở vùng xung quanh tim bệnh nhân. Cột muối trong ống dẫn dịch này là một chất dẫn điện tốt tạo thành một đường dẫn dòng điện nguy hiểm tới tim bệnh nhân. Thường thì các ống dẫn dịch này được nối đất thông qua bộ cảm biến áp suất tới thiết bị hiển thị. Điều này cũng gây nguy hiểm . bởi vì bệnh nhân hoặc một người trung gian nào đó có thể chạm vào thiết bị đã được nối đất. Người trung gian này có thể tình cờ là một nguồn cung cấp dòng điện vào bệnh nhân qua ống dẫn dịch, và nối đất qua bộ cảm biến áp suất và bộ hiển thị.

Nguồn dòng điện có thể là bất kỳ một dây nguồn hai lõi nào hoặc một thiết bị nối đất không thích hợp nào đó. Rất nhiều thiết bị như vậy được nối với nguồn chỉ bằng một dây hai lõi đều có thể gây nguy hiểm cho bệnh nhân ngay cả khi dây nguồn được cách ly trong điều kiện tốt. Tụ điện nối ghép thường tồn tại giữa các dây nguồn có thể gây nên dòng dò lớn hơn 20 μA chạy qua nó nếu như bệnh nhân chỉ trạm tay vào vỏ ngoài của thiết bị. Trong một số trường hợp dòng này có thể lớn hơn 500μA.

Dòng dò luôn có sẵn trong các thiết bị như tivi, đài, máy cạo râu điện, và đèn thường nhỏ đến mức mà hầu như những người sử dụng chúng không thể nhận thấy được. Nhưng dòng điện nhỏ này lại khá nguy hiểm đối với các bệnh nhân đang có các điện cực cắm sâu vào da ở vùng quanh tim, nơi mà dòng chỉ nhỏ 20 μA cũng được xem là nguy hiểm.

Các khuyến nghị

(1) Chỉ sử dụng các dây nguồn có ba lõi và được nối đất đúng cách.

(2) Đào tạo cho các nhân viên nhận biết được những mối nguy hiểm do điện gây nên.

(3) Loại bỏ các đường nối cố định từ bệnh nhân xuống đất nếu có thể bằng cách sử dụng các thiết bị giám sát đầu vào riêng biệt.

Tổng kết

Lỗi : Tại thiết bị có dây nguồn hai lõi.

Nguy hiểm : Các dòng dò xuất hiện ở vỏ các thiết bị đặt cạnh giường. Đường nối đất qua dung dịch muối nằm trong ống dẫn dịch.

Biểu hiện nguy hiểm : Không có, trừ khi các nhân viên có thể cảm nhận được dòng dò.

Nếu nói kỹ hơn nữa, các nguồn dòng điện phụ thuộc dòng dò có thể từ các thiết bị chức năng không được nối đất, hoặc đường nối đất bị đứt hoặc do không sử dụng dây nguồn ba lõi.

Không may là một tình huống nguy hiểm cũng có thể xuất hiện khi thiết bị đã được nối đất đúng quy cách. Như ví dụ sau, giả sử rằng bệnh nhân được theo dõi trong một thiết bị theo dõi đặc biệt (ICU- Intensive Care Units) trong những điều kiện sau đây.

Tình huống 3 (hình 13.15)

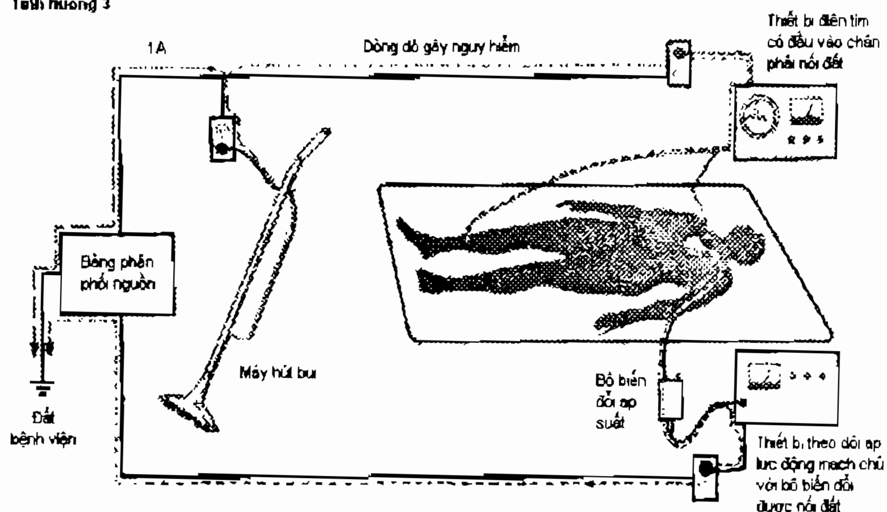
Các tham số

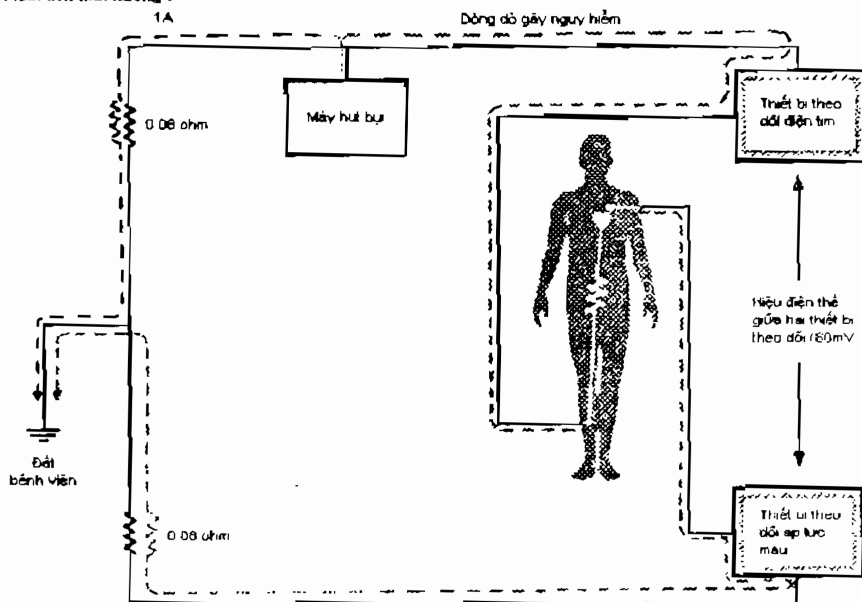
(1) Bệnh nhân được theo dõi bởi một máy điện tim, máy này được nối đất ở điện cực chân phải.

(2) Huyết áp của bệnh nhân được theo dõi bằng cách sử dụng một ống dẫn chứa đầy dung dịch muối, đặt trong tim; ống này được nối với một bộ cảm biến huyết áp, bộ này gắn liền với thiết bị theo dõi huyết áp và sau đó nối xuống đất.

(3) Các thiết bị theo dõi này được nối riêng biệt nhau, vỏ được nối đất qua dây ba lõi.

(4) Đất của hai ổ cắm này không được nối cùng với nhau ngoại trừ tại một bảng nguồn chung đặt cách xa thiết bị theo dõi đặc biệt.





Hình 13.15. Tình huống 3

Phân tích

Giả sử rằng một người phục vụ cắm một máy hút bụi vào một ổ cắm trên tường trên cùng một mạch điện với máy điện tim. Máy hút bụi có dây nối nguồn ba lõi, với lõi thứ ba nối với đất của ổ cắm. Đây là một đặc điểm an toàn của máy hút bụi. Các cuộn dây của động cơ liên tục bắt bụi, thường xuyên ẩm, điều này sẽ tạo thành một đường dẫn tốt cho một mạch ngắn từ cuộn dây tới ổ cắm. Bởi vì loại ngắn mạch này khiến cho hộp ổ cắm tăng điện áp, nên vỏ này sẽ được nối đất để bảo vệ người vận hành thiết bị. Trong ví dụ này, máy hút bụi không hoàn toàn bị hỏng nhưng đã cho một dòng điện 1 A chạy qua dây nối đất, quay trở lại bảng nguồn. Nếu chúng ta giả sử là bảng nguồn này cách xa 15m và dây nguồn là #12 AWG, thì dây nối đất dài 15 m sẽ có điện trở là 0,08 Ω.

Dòng điện 1 A chảy trong dây đất chung tới máy điện tim sẽ gây nên một hiệu điện thế là 80 mV. Bởi vì có một dòng điện rất nhỏ chạy trong dây đất từ thiết bị theo dõi huyết áp nên vỏ máy phải được nối đất. Chúng ta nhận thấy rằng hiệu điện thế xuất hiện trực tiếp qua bệnh nhân, giữa máy điện tim và thiết bị theo dõi huyết áp.

Nếu chúng ta giả sử rằng dòng điện 10 μA là dòng an toàn cực đại, dòng này sẽ chạy qua nếu như trở kháng qua bệnh nhân giữa máy điện tim và máy theo dõi huyết áp giảm xuống dưới 8000 Ω. Điều đó có thể xem như một điện trở nhỏ nhưng điện thế vẫn có thể cao hơn phụ thuộc vào dây nối đất dài hơn hay các dòng dò cao hơn.

Tổng kết

Lỗi : Hai thiết bị nối với bệnh nhân được cắm vào cùng một ổ cắm, ổ cắm này có dây nối đất rất dài.

Nguy hiểm : Dụng cụ bị dò điện gây nên sự chênh lệch hiệu điện thế nối đất giữa hai thiết bị sẽ tạo nên một dòng điện chạy qua bệnh nhân.

Biểu hiện nguy hiểm : Không chắc chắn, có thể tăng lên nếu có nhiễu của máy điện tim.

Các khuyến nghị

1. Đặt tất cả các ổ cắm nguồn xung quanh bệnh nhân trên một bảng điện chung, với các dây nối đất được buộc chặt với nhau.

2. Phân định một mạch nguồn riêng cho thiết bị chăm sóc bệnh nhân và cấm không được sử dụng nguồn đó cho mục đích khác.
3. Kiểm tra đều đặn điện áp trên thiết bị nối đất của các ổ cắm để đảm bảo sử dụng nó cho các thiết bị chăm sóc bệnh nhân, lưu ý rằng tất cả các mặt dẫn điện phải để cách xa bệnh nhân 4,5 m.
4. Sử dụng các thiết bị theo dõi đầu vào cách ly để khử đi các đường dẫn có thể và các nguồn dòng điện gây nguy hiểm.
5. Đào tạo nhân viên nhận biết được những tình huống nguy hiểm có thể xảy ra và cung cấp các thủ tục giám sát và sửa chữa ngay lập tức khi có yêu cầu.

13.3. CÁC PHƯƠNG PHÁP PHÒNG CHỐNG ĐIỆN GIẬT

Có hai phương pháp cơ bản để phòng chống điện giật:

- Bệnh nhân phải được cách ly và cách điện hoàn toàn khỏi tất cả các vật nối đất và các nguồn điện.
- Tất cả các bề mặt dẫn điện trong khu vực bệnh nhân có thể tiếp cận cần phải duy trì ở mức đẳng thế.

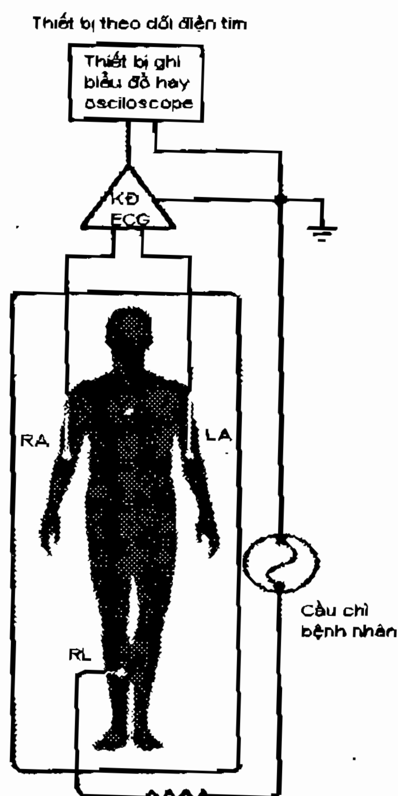
Trong lĩnh vực chăm sóc sức khỏe, đối tượng được bảo vệ là bệnh nhân, nhân viên y tế và khách tới thăm. Các bệnh nhân, khi điện trở da giảm (do nối với các điện cực...), thực hiện ghép nối bằng can thiệp (đặt catheter tĩnh mạch...), hoặc ở trong môi trường ẩm ướt (chạy thận nhân tạo,...) phải được bảo vệ đặc biệt. Đặc biệt hơn nữa là những bệnh nhân có nguồn điện đưa vào tim.

Sau đây chúng ta khảo sát một số phương pháp phòng chống. Chúng ta có thể sử dụng tổng hợp vài ba phương pháp để tạo ra một độ an toàn dư.

13.3.1. An toàn trong hệ thống cung cấp điện

Các nguy cơ giật điện luôn xuất hiện khi các dụng cụ y sinh đang vận hành được nối với bệnh nhân. Điều này đặc biệt đúng khi bệnh nhân được nối với thiết bị theo dõi trong một thời gian dài. Các máy điện tim đầu tiên (vào cuối những năm 1940) dùng *bộ khuếch đại vi sai tham chiếu đất (ground-referenced diferential amplifier)* đã quan tâm tới vấn

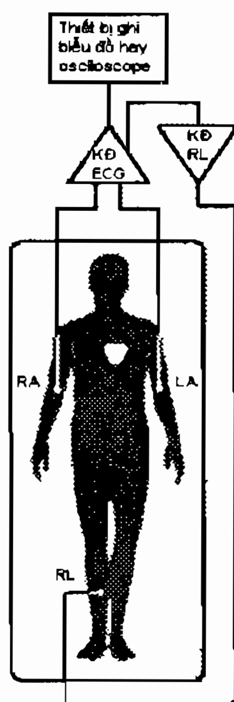
đề này. Do chân phải của bệnh nhân được nối trực tiếp với đất qua một điện cực (dẫn điện tốt), nên dễ dàng hình thành một hiệu điện thế qua cơ thể của bệnh nhân. Các máy cũ này có một cầu chì ở chân phải để hạn chế dòng điện nhỏ hơn dưới mức chuẩn 5 mA. Tuy nhiên các máy mới hơn không sử dụng cầu chì này nhưng vẫn được sử dụng rộng rãi. Trong trường hợp này, các hệ thống nối đất chân phải như vậy chỉ nguy hiểm trong trường hợp hiệu điện thế lớn (10-100 mV) nằm trong phạm vi bệnh nhân có thể chạm tới và đặc biệt nguy hiểm đối với các bệnh nhân đang được truyền dịch. Hình 13.16 minh họa một hệ thống nối đất chân phải. Về cơ bản, hai hệ thống được sử dụng để tối thiểu hoá những nguy cơ giật điện, và để các nhân viên bảo vệ kiểm tra an toàn: một bộ tiền khuếch đại máy điện tim đạo trình chân phải (*driven right-leg ECG preamplifier)* và một bộ tiền khuếch đại điện tim đầu vào cách ly (*ground-isolated input ECG preamplifier)*.



Hình 13.16. **Bộ khuếch đại điện tim tham chiếu đất**

1. Hệ thống khuếch đại điện tim đạo trình chân phải

Hệ thống khuếch đại điện tim đạo trình chân phải đã trở thành hiện thực sau khi xuất hiện các mạch tranzitor vào đầu những năm 1960. Hình 13.17 minh họa một hệ thống đạo trình chân phải. Bộ khuếch đại này lấy mẫu tín hiệu điện nguồn tần số 50-60 Hz có nhiễu từ bệnh nhân và gửi trả một tín hiệu phản hồi về phía bệnh nhân, tín hiệu này sẽ loại bỏ nhiễu. Dòng phản hồi không bao giờ vượt quá dòng tạp âm ban đầu vừa chảy qua bệnh nhân. Do đó, bệnh nhân sẽ được cách ly một cách hiệu quả với đất với dòng dò rất nhỏ, và việc ghi tín hiệu điện tim sẽ rõ ràng hơn (giảm được nhiễu).

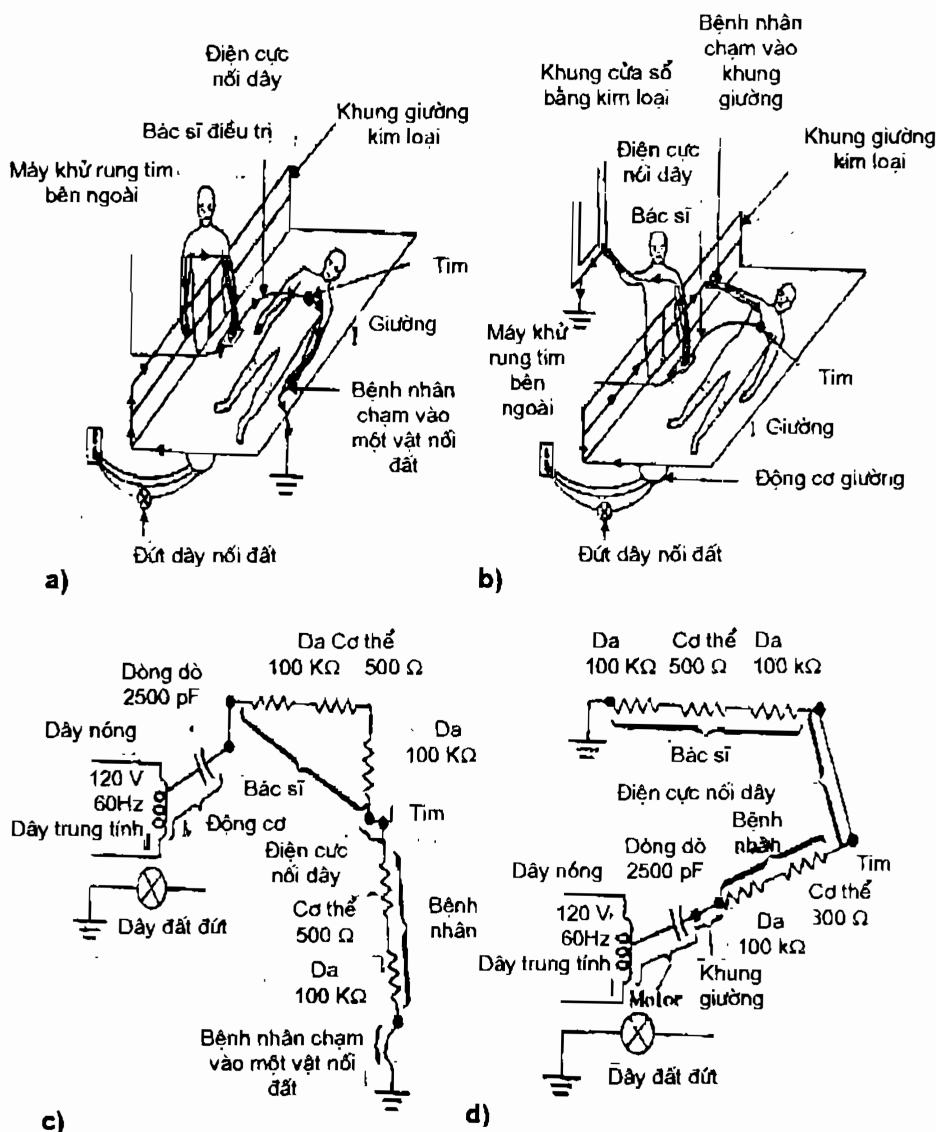


Hình 13.17. **Bộ khuếch đại điện tim đạo trình chân phải**

Cách ly bệnh nhân qua một bộ khuếch đại đạo trình chân phải cũng đồng nghĩa với việc giảm các đường dẫn của dòng điện qua bệnh nhân. Tuy các cách thực hiện là khác nhau nhưng đều có một mục đích chung là ngăn các dòng điện lớn hơn 10 μA chạy qua cơ tim theo một ống dẫn dịch đặt bên trong.

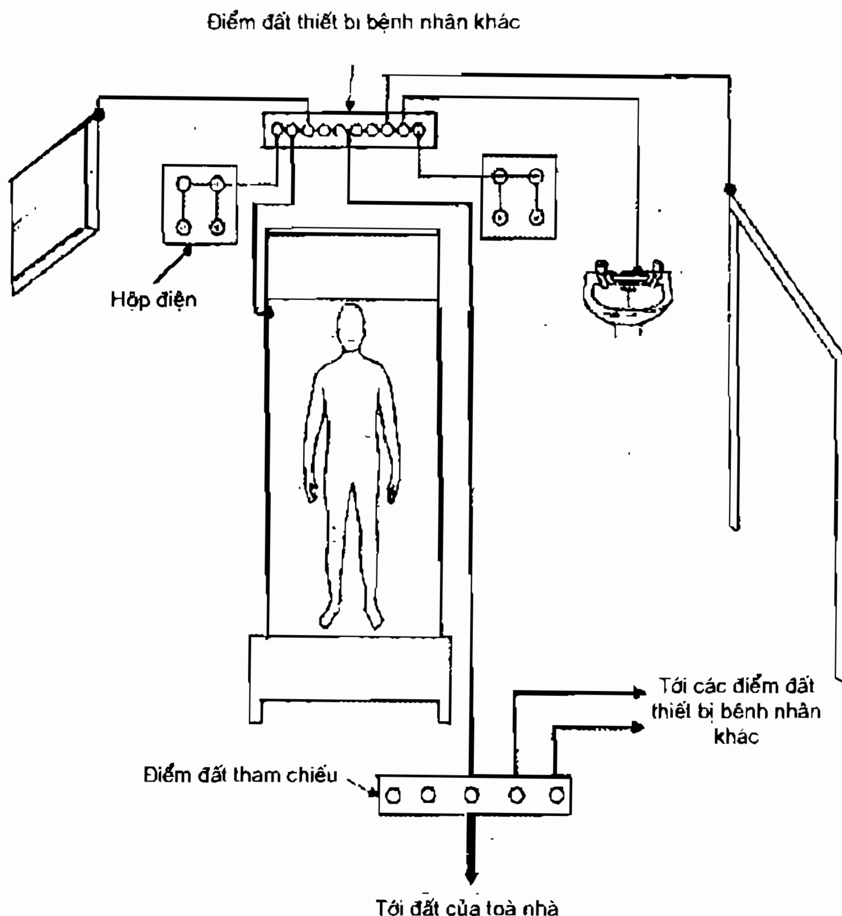
2. Tiếp đất đẳng thế

Hệ thống tiếp đất điện trở nhỏ là một vấn đề cơ bản nhất trong phòng chống các nguy cơ bị giật điện vi mô lẫn vĩ mô. Hình 13.16 minh họa rõ tầm quan trọng của hệ thống tiếp đất hợp lý để đề phòng nguy cơ vĩ mô. Hình 13.18 minh họa các nguy cơ giật vi mô và hình 13.19 minh hoạ vai trò của tiếp đất đẳng thế đối với nguy cơ vi mô.



Hình 13.18. **Nguy cơ giật vi mô: (a) Dòng vi mô chảy vào tim qua một ống dẫn dịch; (b) Dòng vi mô chảy ra khỏi tim qua một ống dẫn dịch; (c) Mạch điện tương đương của hình (a); (d) Mạch điện tương đương của hình (b).**

Hệ thống tiếp đất đẳng thế bảo vệ các bệnh nhân cực kỳ mẫn cảm với điện nhờ việc giữ cho tất cả các bề mặt dẫn điện và các điểm đất xung quanh bệnh nhân ở một điện thế như nhau. Hệ thống này bảo vệ được bệnh nhân ngay cả khi hệ thống tiếp đất ở khu vực lân cận (phòng khác, khoa khác) có sự cố. Hình 13.19 minh hoạ một hệ thống tiếp đất như vậy.



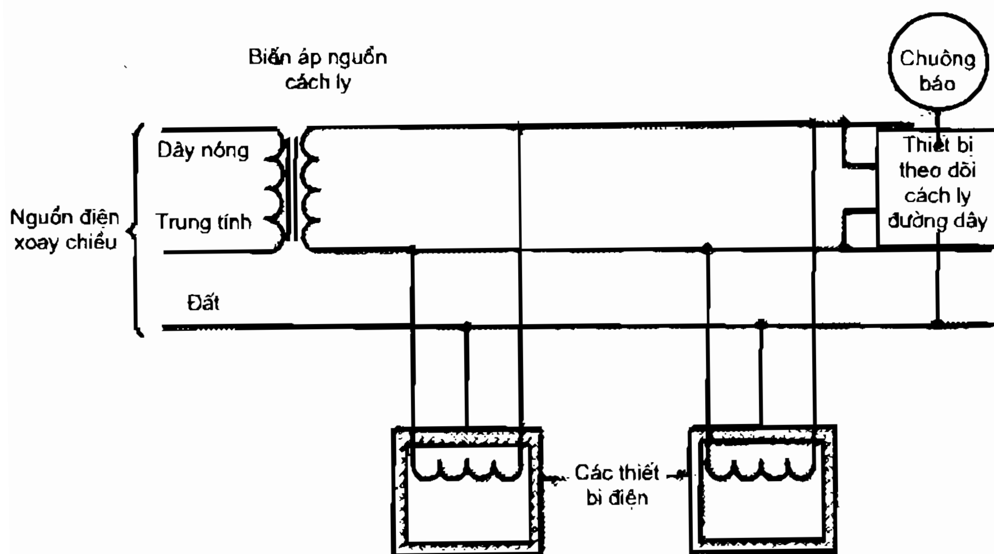
Hình 13.19. **Hệ thống nối đất : Tất cả đất của hộp điện và các mặt dẫn điện gần bệnh nhân được nối với điểm đất thiết bị bệnh nhân. Mỗi điểm đất thiết bị bệnh nhân được nối với điểm đất tham chiếu, điểm đất tham chiếu này hình thành một kết nối đơn với đất của tòa nhà.**

Một hệ thống nối đất đẳng thế đơn giản bao gồm các dây nối riêng biệt từ mỗi đế của thiết bị tới một thiết bị đất chung. Điều này được thực

hiện bằng cách thêm dây nối đất khác từ mỗi đế thiết bị tới một điểm trung tính, mà điểm này song song với dây thứ ba trong dây nguồn. Các dây đất này có cùng chiều dài, và sao cho mỗi đế kim loại có cùng một mức điện thế với cái khác. Cũng như vậy, tất cả các bề mặt kim loại được nối với một thiết bị cuối chung. Nếu hiệu điện thế cực đại giữa bất kỳ hai bề mặt kim loại bất kỳ nào được giữ dưới mức 5 mV, thì dòng điện qua bệnh nhân có điện trở 500 Ω sẽ không vượt quá 10 μA. Các hệ thống này dễ nhận ra do các dây nối đất rất lớn và cồng kềnh lộ ra khỏi thiết bị. Các hệ thống như vậy thường được sử dụng trong OR, ICU (Intensive Care Unit), CCU (Coronary Care Unit).

3. Hệ thống phân phối điện cách ly

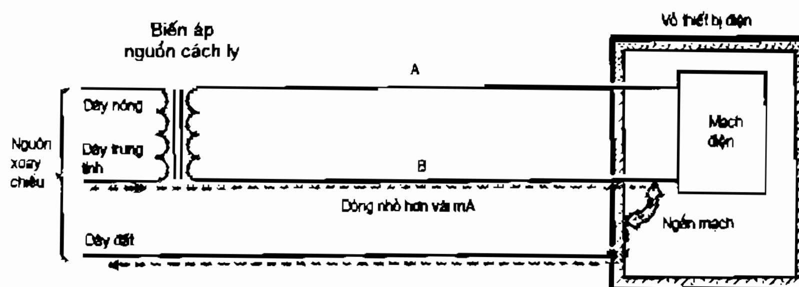
Trên thực tế, cho dù một hệ thống tiếp đất đẳng thế tốt đến đâu cũng không thể triệt tiêu được sự chênh lệch điện áp giữa các điểm đất, và khi có sự cố, dòng tiếp đất sẽ tăng vọt lên, nguy cơ giật điện lại xuất hiện. Tuy nhiên, nếu một thiết bị có chất lượng cao và được bảo dưỡng hợp lý, xác xuất xảy ra nguy hiểm là rất nhỏ. Để giải quyết triệt để ảnh hưởng của dòng tiếp đất, người ta phải dùng hệ thống phân phối điện cách ly như hình 13.20.



Hình 13.20. **Hệ thống phân phối điện cách ly**

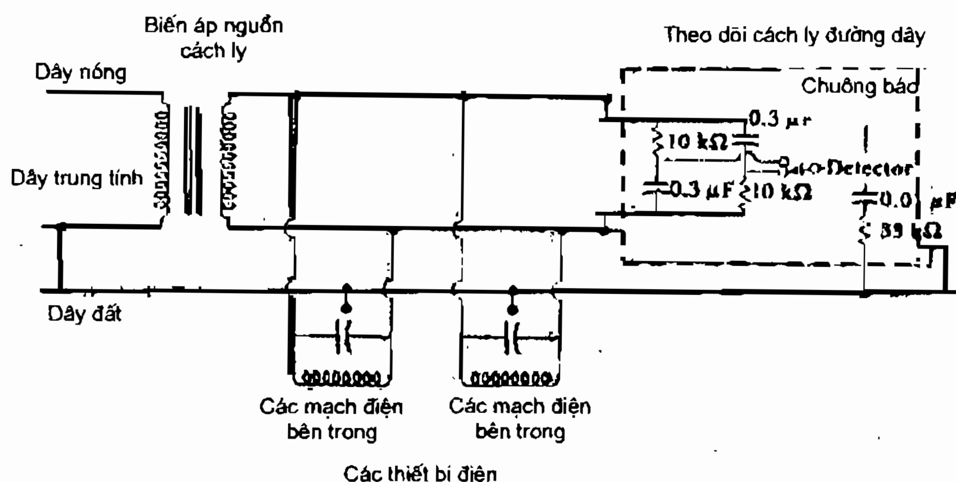
Các biến áp cách ly (Power isolation transformers) tạo ra các hệ thống cách ly đường dây bằng cách làm gián đoạn các đường nối trực tiếp với đất trung tính *(Lưu ý: các biến áp tự ngẫu không tạo ra hệ thống cách ly nguồn)*. Nguồn được sử dụng bên trong các thiết bị điện không được nối đất một cách hiệu quả. Điều này có nghĩa là làm giảm đi nguy cơ giật điện nếu như không loại bỏ được hết những nguy cơ giật ở điện áp thấp khi tiếp xúc với mỗi bên của biến áp cách ly thứ cấp và đất. Cách ly bệnh nhân qua một mạch khuếch đại đạo trình chân phải nghĩa là giảm các đường đi có thể tạo ra của dòng điện qua bệnh nhân. Tất cả các phương pháp này tuy khác nhau nhưng đều có một mục đích chung là ngăn các dòng điện lớn hơn 10 μA chảy qua cơ tim qua một ống dẫn dịch đặt bên trong tim bệnh nhân.

Các biến áp cách ly được thiết kế theo hướng làm giảm sự chênh lệch điện thế tới 5 mV giữa ống dẫn dịch và vỏ thiết bị hoặc đất. Các thiết bị này được sử dụng trong các phòng phẫu thuật. Nếu như điện trở của một bệnh nhân chuẩn là 500 Ω thì dòng chảy qua sẽ không lớn hơn 10 μA. Không dễ dàng thực hiện được điều này, và những biến áp như vậy có thể phải thêm vào từ 1000$ tới 3000$ cho việc cài đặt thiết bị theo dõi cho mỗi giường bệnh. Hơn nữa, nếu dây nóng được cách ly ngắn mạch với vỏ kim loại của thiết bị nối đất, cầu chì hoặc mạch bảo vệ sẽ không ngắt ra bởi vì nguồn cách ly không được nối đất. Trong trường hợp này, dòng dò quá lớn sẽ chảy qua và và chỉ được phát hiện bởi bộ phát hiện thiết bị theo dõi cách ly đường dây. Hình 13.21 minh hoạ một ngắn mạch với một biến áp nguồn cách ly.



***Hình 13.21*. Kết quả của ngắn mạch với biến áp cách ly nguồn**

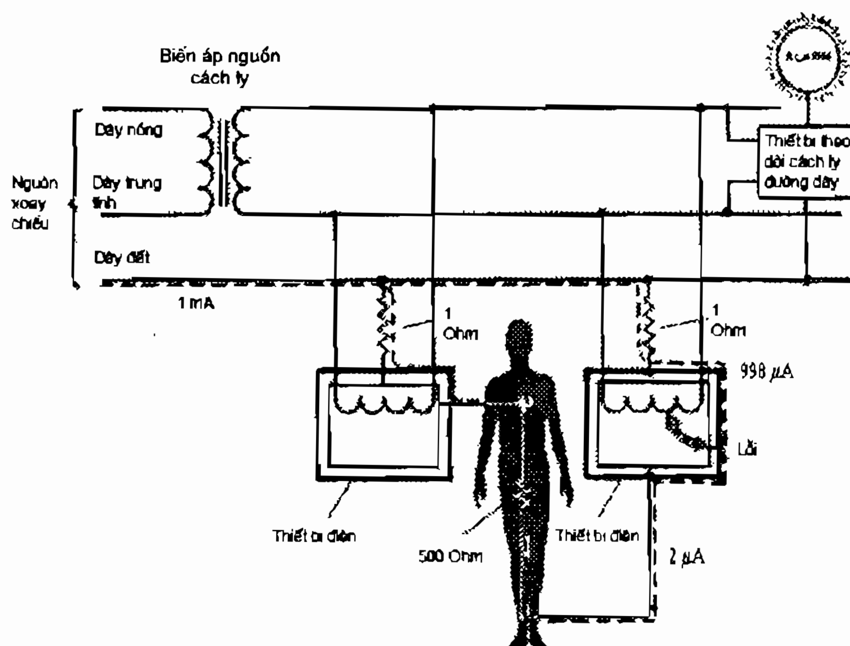
Trước đây, các biến áp cách ly đầu tiên được thiết kế để ngăn quá trình nóng lên và phát tia lửa điện do dây nóng bị ngắn mạch với vỏ kim loại của thiết bị. Điều này sẽ gây nên bắt lửa các chất gây tê như ête. Để hiểu được hiện tượng này, hãy xem xét một hệ thống nối đất (không cách ly) và một thiết bị theo dõi điện tim. Nếu dây nóng được ngắn mạch với vỏ kim loại trong trường hợp hệ thống hai dây, vỏ kim loại này (không nối đất) sẽ mang một điện áp 120V so với đất. Cầu chì sẽ không nổ, và sẽ có dòng giật vi mô và giật vĩ mô gây nguy hiểm. Do lý do này, các hệ thống hai dây không bao giờ được sử dụng trong bệnh viện. Nếu dây nóng ngắn mạch với vỏ kim loại của thiết bị trong hệ thống ba dây, vỏ kim loại nối đất sẽ cho qua một dòng rất lớn (15-30 A) cho tới khi cầu chì nổ. Khi đó nguồn sẽ được ngắt khỏi thiết bị và không gây nguy hiểm. Tuy nhiên, dòng lớn có thể đốt nóng và làm phát tia lửa. Tại các lớp gần sàn, nơi mà các khí gây tê tụ lại, có thể gây nên nổ. Trong một hệ thống không nối đất (có cách ly), nếu dây nóng (hoặc dây thứ cấp của biến áp cách ly) ngắn mạch với vỏ kim loại nối đất của thiết bị, thì sẽ có dòng điện không lớn chảy qua lớp vỏ kim loại này. Chỉ có dòng dò nhỏ (khoảng vài miliampe) chảy qua và không làm phát sinh tia lửa điện. Hệ thống này bảo vệ chống phát nổ và sẽ sửa lỗi khi thiết bị theo dõi cách ly đường dây có âm thanh báo hoặc bộ theo dõi dòng dò chuyển sang màu đỏ (2-3 mA).



Hình 13.22. **Biến áp cách ly đường dây nguồn có bộ phát hiện lỗi**

Thiết bị theo dõi cách ly đường dây *(Line isolation monitor- LIM)* là một thiết bị theo dõi liên tục trở kháng của đường dây nguồn được cách ly với đất. Các thiết bị LIM hiện đại kiểm tra trở kháng này vài lần mỗi giây, mục đích là phát hiện ra các dòng dò. Thiết bị này được sử dụng với các biến áp nguồn cách ly. Hình 13.22 minh họa một hệ thống LIM có bộ phát hiện lỗi (tương tự như hình 13.20).

Hiển nhiên là có một vài cách khiến người ta có thể bị giật. Đó là chạm vào cả dây nguồn và đất, chạm vào vỏ kim loại của thiết bị và đất, và chạm vào hai vỏ kim loại. Ví dụ nếu bệnh nhân chạm vào hai vỏ thiết bị (thiết bị A và B), cả hai vỏ này đều được nối đất, và lớp cách điện của thiết bị B bị hỏng, bệnh nhân có thể được bảo vệ bởi hệ thống LIM (hình 13.24). Chỉ có dòng 2 μA chảy qua bệnh nhân có trở kháng 500 Ω và 998 μA chạy qua dây nối đất ứng với dòng dò tổng là 1 mA.

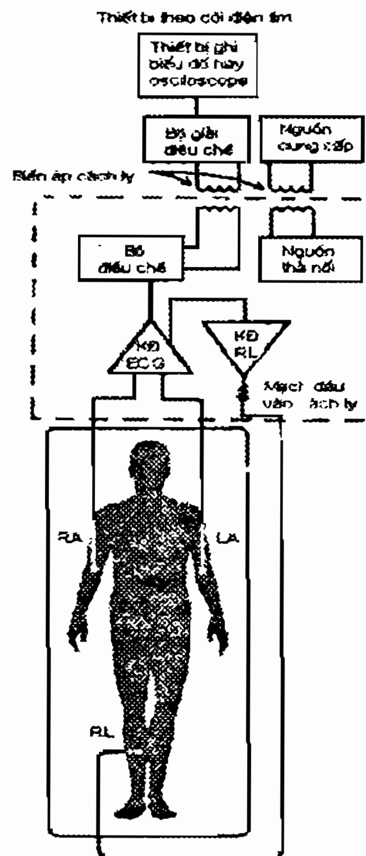


Hình 13.23. **Đứt cách ly đơn**

Có một loại lỗi mà hệ thống theo dõi cách ly đất không hạn chế được, đó là đất mở *(open ground)*. Cầu chì sẽ không nổ và cảnh báo LIM sẽ không réo chuông. Đây là một trường hợp tương đối khó giải quyết, và

dòng dò phụ thuộc vào giá trị tụ dò tương đối, mà tụ này tạo ra một dòng dò tổng cộng. Với một dây đất riêng biệt, hệ thống đất đẳng thế sẽ có độ an toàn cao hơn, trong đó tất cả các đế của các thiết bị được nối qua một dây đất riêng tới cùng một đất.

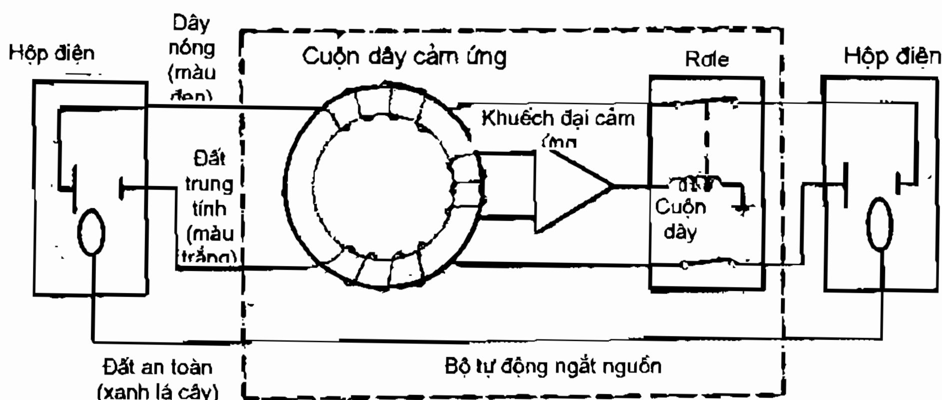
Các mạch điện bệnh nhân cách ly *(isolated patient circuits)* được thực hiện bằng cách sử dụng một máy biến thế cách ly trong đường tín hiệu cũng như trong mạch nguồn xoay chiều. Kết quả là cách ly bệnh nhân khỏi đất và các phần khác của thiết bị như bộ ghi điện tâm đồ. Hình 13.24 minh họa một máy điện tim đầu vào được cách ly. Ngày nay, các tụ phân bố nhỏ là một mục tiêu kỹ thuật được đặt ra trên thực tế. Các trở kháng cách ly giữa các thiết bị đầu vào với đất cỡ trên 10 MΩ đối với dòng điện 50-60 Hz là điển hình.



Hình 13.24. **Bộ khuếch đại điện tim đầu vào cách ly**

4. Sử dụng GFCI (Ground- Fault Circuit Interrupter)

GFCI (Ground- Fault Circuit Interrupter) (tạm dịch là ***Bộ ngắt mạch điện khi nối đất gặp sự cố***) như tên gọi của nó sẽ tự động ngắt nguồn điện cung cấp khi có sự cố tiếp đất. Trong các thiết bị có dòng dò rất nhỏ thì dòng qua dây nóng sẽ bằng dòng qua dây trung tính. Bộ GFCI sẽ cảm nhận sự khác nhau giữa hai dòng điện đó và ngắt nguồn sự khác nhau đó vượt quá một giới hạn định trước.



Hình 13.25. **Bộ tự động ngắt nguồn (GFCI) khi dòng dò quá lớn**

Về nguyên lý cấu tạo, một bộ GFCI là một chuyển mạch tự động, chuyển mạch này sẽ ngắt khỏi nguồn khi nào có dòng dò quá lớn. Thiết bị này sử dụng một lõi từ hình xuyến, trong đó một số cuộn dây nóng và trung tính được bọc với nhau. Hình 13.25 là sơ đồ khối của một bộ GFCI. Khi dòng điện trong dây nóng và dây trung tính cân bằng, từ thông sẽ không thay đổi và điều đó cho biết không có dòng dò. Rơle vẫn đóng. Khi các dòng điện này là không cân bằng, từ thông thay đổi, điều này cho thấy là có dòng dò. Cuộn từ cảm (sensing winding) đưa một tín hiệu tới rơle qua bộ khuếch đại cảm ứng, và các tiếp điểm rơle mở ra, ngắt nguồn từ tủ điện nguồn. Độ nhạy của rơle có thể cảm nhận được dòng dò nhỏ cỡ 5 mA. Thiết bị GFCI thường được sử dụng ở các nơi ẩm thấp trong bệnh viện như các khu thẩm tách mạch máu. Tuy nhiên, nó lại tương đối nguy hiểm khi sử dụng trong các phòng phẫu thuật có các thiết bị y sinh bởi vì khi ngắt điện nguồn có thể ngắt luôn cả chức năng của các thiết bị hỗ trợ sự sống đang sử dụng đối với các bệnh nhân đang nguy kịch.

Bảng 13.2 so sánh ba loại bộ khuếch đại máy điện tim: Bộ khuếch đại điện tim đầu vào nối đất với trở kháng bệnh nhân là 1000 Ω, mạch đạo trình chân phải với trở kháng bệnh nhân là 1000 Ω và mạch đầu vào cách ly với trở kháng cách ly hiệu quả là 15 MΩ.

***Bảng 13.2.* Dòng điện tương ứng với hiệu điện thế giữa bệnh nhân và bộ khuếch đại điện tim**

Điện áp giữa bệnh nhân và thiết bị theo dõi (60 Hz)	Thiết bị theo dõi điện tim có đầu vào nối đất μA	Thiết bị theo dõi điện tim với mạch đạo trình chân phải μA	Thiết bị theo dõi điện tim với mạch đầu vào cách ly μA
0	0	0	0
2,5 mV	2,5	0,72	0,0002
5,0 mV	5,0	1,4	0,0003
80 mV	80	2,3	0,0054
150 mV	150	3,2	0,01
1,0 V	1000	38	0,067
50 V	50,000	1000	3,3
120 V	120,000	2400	8,0
240 V (50 Hz)	240,000	4800	16,0

Rõ ràng là, mạch đạo trình chân phải sẽ bảo vệ khỏi dòng dò tốt hơn, đặc biệt đối với các hiệu điện thế lớn. Các mạch đầu vào cách ly cũng có bảo vệ tốt. Do không có riêng một cách nào đảm bảo an toàn tuyệt đối cho bệnh nhân nên cần phải xem xét toàn bộ môi trường xung quanh bệnh nhân. Điểm quan trọng nữa là các thiết bị nối đất thích hợp, kiểm tra tính nguyên vẹn của hệ thống nối đất, và tác dụng của máy biến áp cách ly nguồn.

13.3.2. An toàn trong thiết kế thiết bị

Yêu cầu an toàn phải được đưa lên hàng đầu khi thiết kế thiết bị y tế. Dù thiết bị có đạt được các chỉ tiêu kỹ thuật về kết quả đầu ra nhưng yếu tố an toàn không đạt dứt khoát không được phép lưu hành. Sau đây chúng ta sẽ xem xét một số tiêu chí cần xem xét khi thiết kế thiết bị y tế.

1. Hệ thống tiếp đất tin cậy

Chúng ta đã thấy vai trò vô cùng quan trọng của hệ thống tiếp đất ở phần trên khi đã chọn các phụ tùng, linh kiện cho hệ thống cung cấp

nguồn, tiếp đất phải tuyệt đối tuân thủ các quy định của các tiêu chuẩn cấp bệnh viện.

2. Giảm thiểu dòng dò

Tiêu chuẩn dòng dò như đã giới thiệu ở phần trên. Riêng cáp nguồn hiện nay trên thị trường đã xuất hiện cáp có dòng dò nhỏ hơn 1 μA/m.

3. Cách ly đúp

Đây là một giải pháp có thể phòng chống được cả nguy cơ vi mô lẫn nguy cơ vĩ mô. Cách ly sơ cấp là một cách ly chức năng thông thường giữa vật dẫn và bệ máy. Một lớp cách ly thứ cấp riêng biệt giữa bệ và vỏ máy sẽ giữ cho bệnh nhân được an toàn ngay cả khi sự cố tiếp đất bệ máy xuất hiện.

4. Vận hành ở điện áp thấp

Hiện nay, phần lớn các thiết bị điện tử bằng bán dẫn hoặc vi mạch đều hoạt động bằng pin, acqui điện áp thấp (< 8V), hoặc biến thế cách ly điện áp thấp. Nguy cơ vi mô có thể được loại trừ nếu điện áp này đủ nhỏ, kể cả khi xuất hiện tiếp xúc với da ướt.

5. Mạch điện điều khiển chân phải

Đây là một cấu trúc mà các nhà thiết kế các hệ thống đo và theo dõi tín hiệu sinh học dùng để giảm nhiễu và cách ly rất tốt với bệnh nhân. Với những bộ khuếch đại thuật toán đời mới, dòng dò qua bệnh nhân có thể đạt dưới 1μA ở điều kiện thường.

6. Khuếch đại cách ly

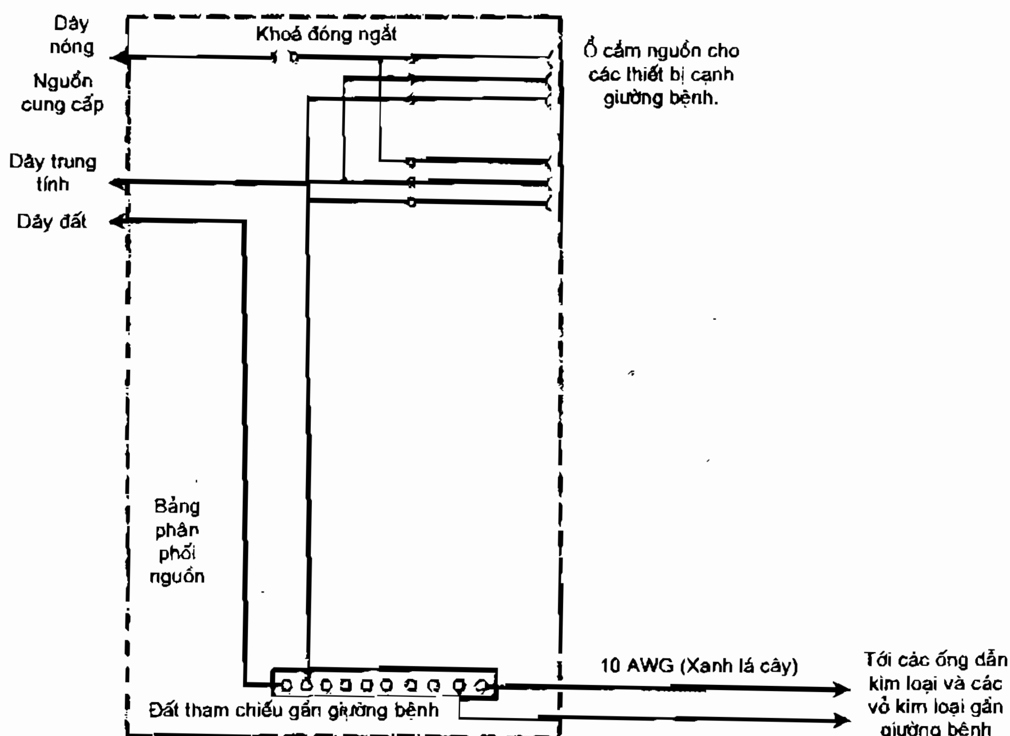
Cấu trúc này đang được các nhà thiết kế sử dụng rất rộng rãi trong các thiết bị đo và theo dõi tín hiệu sinh học. Nhờ kỹ thuật này mà bệnh nhân hoàn toàn được thả nổi so với thiết bị và môi trường xung quanh. Vì vậy mà nó được đánh giá là phương pháp tốt nhất để bảo vệ bệnh nhân cả về nguy cơ vi mô lẫn vĩ mô.

7. Bố trí, nối dây nguồn và hệ thống nối đất thích hợp

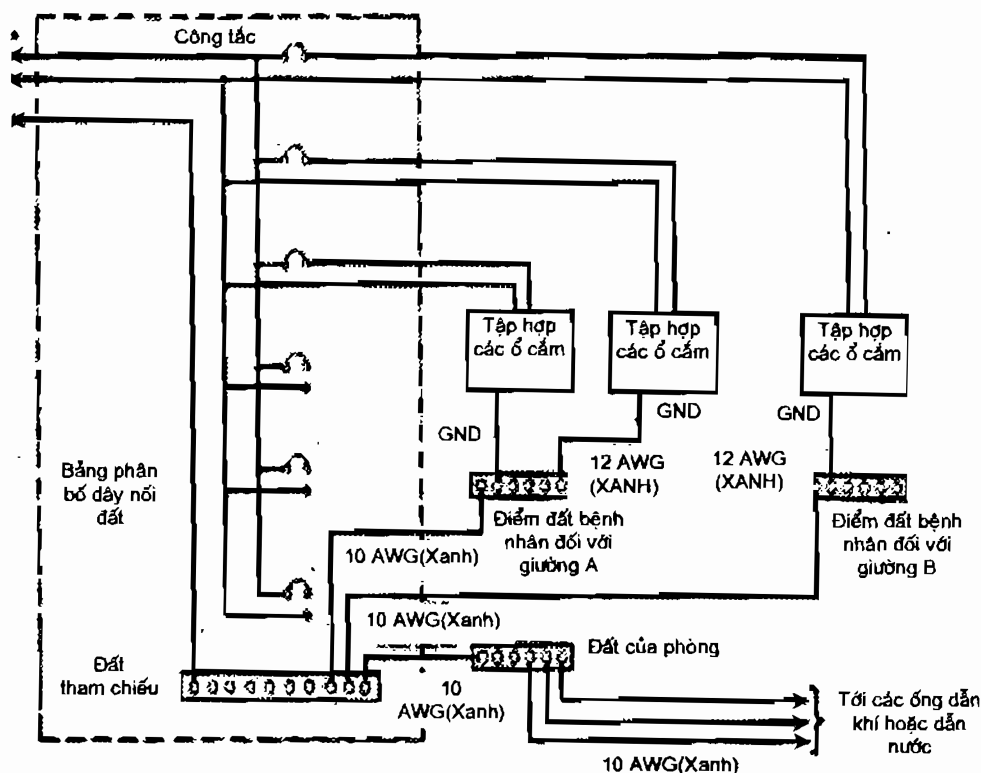
Trong an toàn điện, cách bố trí, nối dây nguồn và cách nối đất cũng quan trọng như là các thiết bị vận hành bằng điện. Bốn sơ đồ sau đây

mô tả cách bố trí nguồn và cách nối đất thích hợp. Nguyên tắc chung của cả bốn sơ đồ này đều là phân phối nguồn từ một hộp đấu nối trung tâm và giữ sao cho tất cả các dây nối tới các ổ cắm có độ dài xấp xỉ bằng nhau, đặc biệt là các dây nối đất. Các dây nối đất giữa các ổ cắm có thể có độ dài ngắn hơn 4,5 mét. Hình 13.26 và hình 13.27 minh họa các hệ thống đầu vào được cách li với đất tham chiếu gần giường bệnh để giảm điện thế giữa các đế của thiết bị.

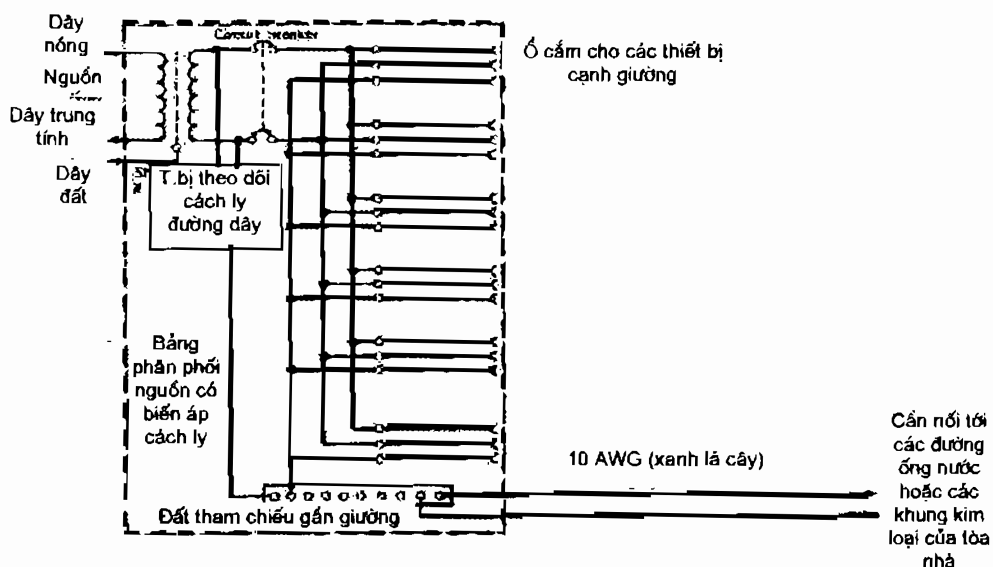
Hình 13.28 minh họa một giường bệnh đơn có biến áp nguồn cách ly được nối trong một cấu hình điểm đất chung. Hình 13.29 chỉ ra một hệ thống nối dây có cách ly cho các giường bệnh kép, trong đó sự chênh lệch điện thế được giảm đi bằng các dây nối đất ngắn mạch.



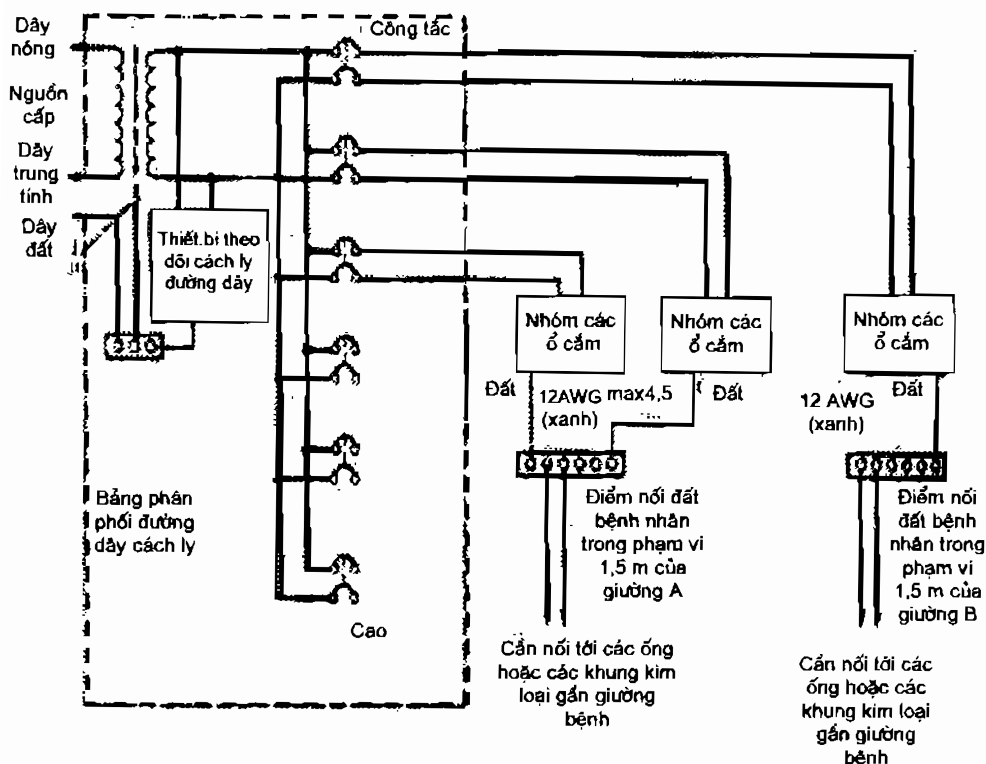
***Hình 13.26.* Cách ly đường dây đối với nhóm các ổ cắm dây nối đất gần giường bệnh**



Hình 13.27. **Thiết lập các dây nối đất (giường bệnh ở xa bảng phân bố nguồn)**



Hình 13.28. **Hệ thống đường dây cách ly gần giường bệnh**



Hình 13.29. **Hệ thống đường dây cách ly ở xa**

13.4. CÁC THIẾT BỊ KIỂM TRA AN TOÀN ĐIỆN ĐẶC BIỆT

Các thiết bị kiểm tra đặc biệt sau đây thường được dùng để đảm bảo cho việc đo đạc và kiểm tra được đúng đắn và thích hợp:

1. *Bộ kiểm tra áp lực (tension tester)* để kiểm tra áp lực lò xo xuất hiện trên vấu dây nóng, dây trung tính và dây đất trong ổ cắm trên tường. Lực kéo thường lớn hơn hoặc bằng 8 aoxơ để đảm bảo ổ cắm này có tiếp xúc vật lý tốt.
2. *Bộ kiểm tra điện trở cuộn dây nối đất* để đo điện trở giữa dây an toàn (màu xanh) và dây trung tính (màu trắng) từ hệ thống nguồn. Điện trở này thường nhỏ hơn 1 Ω.
3. Bộ kiểm tra cực tính của ổ cắm (Receptacle polarity tester) để nối dây đúng.

4. *Bộ kiểm tra điện trở* giữa đầu dây thứ ba trong ổ cắm với đế kim loại của thiết bị. Điện trở này thường nhỏ hơn 0.1 Ω.
5. *Bộ kiểm tra điện trở* giữa dây nóng với đế kim loại của thiết bị và điện trở cách ly giữa dây trung tính với đế kim loại của thiết bị.
6. *Bộ kiểm tra dòng dò* giữa đế của thiết bị với đất và các lead của máy điện tim với đất. Dòng dò này thường nhỏ hơn 10μA trong các khu vực điều trị bệnh nhân nguy kịch.

13.5. KẾT LUẬN

1. An toàn điện trong các tổ chức y tế được định nghĩa là các chính sách ngăn chặn hay sự giới hạn những nguy hiểm về điện như: giật điện xảy ra đối với bệnh nhân, các nhân viên và các khách tham quan (bao gồm giật vĩ mô và giật vi mô), nổ điện, cháy điện và phá hủy thiết bị, nhà cửa. Những nguy hiểm này có thể giảm thiểu nhưng không thể loại bỏ hoàn toàn.
2. Mục tiêu của an toàn điện trong các tổ chức y tế liên quan tới bất kỳ một thiết bị vận hành bằng điện nào được sử dụng tại các khu vực công cộng, các khu chăm sóc sức khỏe nói chung và các khu chăm sóc đặc biệt trong bệnh viện.
3. Các tổ chức sau đây đã ban hành các quy định cần thiết về an toàn điện cho các bệnh viện là: **OSHA** (Occupational Safety and Health Administration), **FDA** (Food and Drug Administration), **NFPA** (National Fire Protection Association), **NEC** (National Electric Code), **ANSI** (America National Standards Institude), **UL** (Underwriters Laboratories), **AAMI** (Association for the Advancement of Medical Instrumentation) và **JCAH** (Joint Commission on the Accreditation of Hospitals).
4. Trách nhiệm về an toàn điện trong các tổ chức y tế thuộc về tất cả mọi người và đặc biệt là đối với đội ngũ cán bộ y tế (bác sĩ, y tá), các nhân viên hỗ trợ (các kỹ sư điện tử y sinh, các nhà chuyên môn và an toàn, những nhân viên vận hành thiết bị) và các cán bộ quản lý (các nhà quản lý, những người điều hành, những người giám sát).

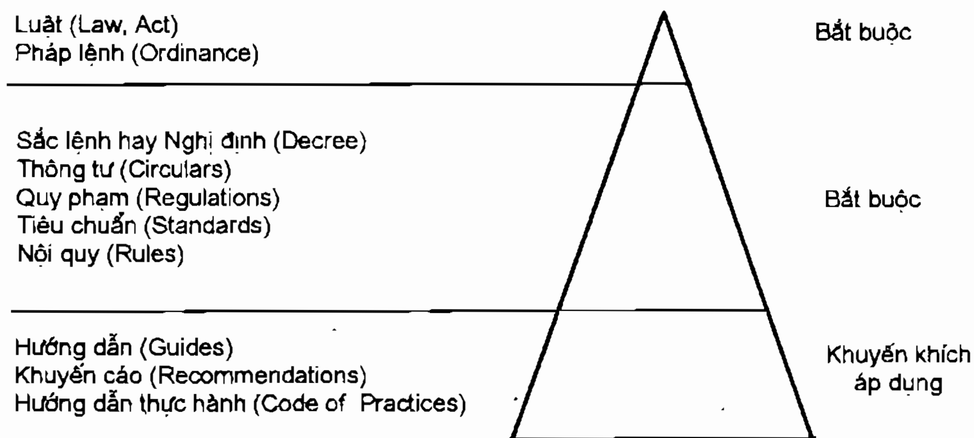
5. Duy trì phòng ngừa (Preventive maintenance) liên quan tới việc theo dõi và kiểm tra an toàn thường xuyên có thể làm giảm những nguy hiểm về điện bởi vì có thể phát hiện sớm các hỏng hóc và sửa ngay như hỏng các ổ cắm và các điểm tiếp đất sơ sài.
6. Các chương trình an toàn điện trong bệnh viện cần phải nói tới nhiều vấn đề, phạm vi, đi thẳng vào vấn đề, các thủ tục kiểm tra, giám sát, các tài liệu, những hậu quả, các chi phí và lợi nhuận.
7. Các ảnh hưởng sinh lý của điện lên cơ thể người là làm thương tổn các mô, các cơn co cơ không điều khiển được và sự rung tim.
8. Nguy cơ giật vĩ mô là một dòng điện lớn (cỡ mA) chạy từ tay nọ qua tay kia, thậm chí qua tim. Nó có thể gây tử vong. Các giá trị ngưỡng của dòng điện là ngưỡng cảm nhận 1mA, dòng thả lỏng 10 mA, tê liệt hệ hô hấp và rung tim 100mA, từ 1 A trở lên sẽ cháy.
9. Nguy cơ giật vi mô là dòng điện nhỏ (cỡ μA) trực tiếp qua tim. Dòng này có thể gây nên tử vong. Giới hạn an toàn là 10 μA hoặc nhỏ hơn.
10. Dòng dò là dòng điện xuất hiện một cách tự nhiên, được tạo nên do sự phân bố tụ điện trong thiết bị hoặc dây nguồn và dò từ dây nóng (dây đen) tới đế kim loại của thiết bị tới đất an toàn (dây xanh). Giới hạn an toàn thường ở mức nhỏ hơn hoặc bằng 10 μA ở các khu vực chăm sóc bệnh nhân nguy kịch, nhỏ hơn hoặc bằng 100 μA trong các khu bệnh nhân nói chung, và nhỏ hơn hoặc bằng 500 μA đối với các khu vực công cộng.
11. Khi thiết kế các trang bị máy móc theo dõi bệnh nhân, như máy điện tim, thường gồm một bộ tiền khuếch đại có nối đất ở chân phải bệnh nhân. Để giảm dòng dò tốt hơn thường thiết kế bộ khuếch đại đạo trình chân phải (giới hạn đường đi của dòng điện qua bệnh nhân), bộ khuếch đại cách ly đất (cách ly lead bệnh nhân), và bộ chuyển đổi cách ly nguồn xoay chiều (cách ly đất của nguồn xoay chiều với bệnh nhân).

12. Một bộ chuyển đổi cách ly nguồn tạo ra một hệ thống cách ly bằng cách làm gián đoạn các đường nối trực tiếp với đất trung tính. Do đó nguồn điện bên trong thiết bị không nối với đất. Những nguy hiểm do điện áp thấp sẽ được giảm đi (giới hạn 5mV) nếu không khử hết. Sự nổ điện do các tia lửa điện không xảy ra đối với các hệ thống này. Các bộ chuyển đổi này được sử dụng trong các phòng phẫu thuật.
13. Thiết bị theo dõi cách ly đường dây (LIM) là một thiết bị theo dõi trở kháng của đường dây nguồn đã được cách ly với đất. Thực vậy, thiết bị LIM hiện đại liên tục theo dõi dòng dò trong hệ thống nguồn cách ly. Nó được dùng với các hệ thống chuyển đổi cách ly nguồn.
14. Một hệ thống tiếp đất đẳng thế bao gồm bao gồm các dây nối đất phụ riêng biệt từ mỗi đế thiết bị hoặc vỏ thiết bị tới một thiết bị đất trung tâm. Điều này làm giảm sự chênh lệch điện thế giữa các bề mặt thiết bị về gần bằng không. Do đó, các nguy hiểm do dòng dò cũng được giảm thiểu. Các thiết bị như vậy thường được sử dụng trong các thiết bị OR, ICU, CCU.
15. GFCI là một chuyển mạch tự động có khả năng tự động ngắt khỏi nguồn nếu dòng dò vượt quá một giá trị cho phép. Nó thường được sử dụng trong các khu vực ẩm ướt trong bệnh viện như khu thẩm tách mạch máu.
16. Nối và phân bố dây nguồn, dây đất thích hợp trong an toàn điện cũng quan trọng như khi vận hành các thiết bị điện. Phân cực và các dây nối đất đúng là các đặc trưng an toàn của hệ thống thiết bị y tế. Mã điện quốc gia đã đưa ra các tiêu chuẩn cho việc nối dây.
17. Các thiết bị kiểm tra an toàn điện đặc biệt cần phải được sử dụng trong các chương trình kiểm tra, đo đạc an toàn điện trong bệnh viện. Các thiết bị này bao gồm bộ kiểm tra lực đầu ra của ổ cắm, bộ kiểm tra điện trở ổ cắm và dây đất, bộ kiểm tra cực tính ổ cắm, và bộ kiểm tra dòng dò.

PHỤ LỤC 1

I.1. HỆ THỐNG PHÁP QUY AN TOÀN BỨC XẠ

Hệ thống các văn bản pháp luật (hay văn bản pháp quy) về An toàn bức xạ của Việt nam được xây dựng theo hình chóp như trên hình 1, miêu tả các văn bản được ban hành và mức độ áp dụng của chúng. Văn bản cao nhất là Luật (Law, Act) và tiếp theo là Pháp lệnh (Ordinance), sau đó đến Sắc lệnh (Decree), các Thông tư (Circular), các Quy phạm (Regulations), các tiêu chuẩn (Standards) và các Nội quy (Rules). Tất cả các văn bản trên đều bắt buộc áp dụng. Các văn bản loại thấp hơn chỉ khuyến khích áp dụng là Hướng dẫn (Guides), Khuyến cáo (Recommendations), Hướng dẫn thực hành (Code of Practices).



***Hình 1.* Mô hình hệ thống pháp quy An toàn bức xạ**

Cho đến 12-2000, Việt nam đã ban hành các văn bản sau đây:

1. Pháp lệnh An toàn và kiểm soát bức xạ số 50L/CTN ban hành ngày 03/07/1996 và có hiệu lực từ ngày 01/01/1997.

2. Nghị định của Chính phủ quy định chi tiết về thi hành Pháp lệnh An toàn và kiểm soát bức xạ, số 50/1998/NĐ-CP ban hành ngày 16/07/1998.
3. Thông tư liên tịch hướng dẫn việc thực hiện an toàn bức xạ trong y tế số 2237/1999/TTLT/BKHCNMT-BYT ngày 28/12/1999 của Bộ KHCN&MT và Bộ Y tế.
4. Quy phạm An toàn bức xạ ion hóa TCVN 4397-87 có hiệu lực từ ngày 01/01/1988.
5. Quy phạm Vận chuyển an toàn chất phóng xạ TCVN 4985-89 có hiệu lực từ ngày 01/07/1990.
6. Tiêu chuẩn Việt Nam: An toàn bức xạ ion hóa tại các cơ sở X-quang y tế. TCVN 6561 : 1999.

Việt Nam là một thành viên của Tổ chức năng lượng nguyên tử quốc tế và hiện đang nỗ lực hoàn thiện hạ tầng cơ sở quốc gia về an toàn bức xạ, bao gồm cả hệ thống luật pháp về an toàn bức xạ. Từ sự cần thiết cũng như lợi ích của việc áp dụng các khuyến cáo mới, văn bản pháp quy về an toàn bức xạ ở mức pháp lý cao nhất hiện nay là Pháp lệnh về an toàn và kiểm soát bức xạ (từ đây gọi tắt là Pháp lệnh) được ban hành năm 1996 và các văn bản ban hành tiếp theo đã áp dụng các khuyến cáo mới của IAEA (IAEA BSS 115, 1996) và qua đó là cuả ICRP Publication 60, 1991.

Cơ quan thực hiện chức năng kiểm soát nhà nước về an toàn bức xạ của Việt Nam là Bộ Khoa học, công nghệ. Trong những năm tới, Bộ KHCN sẽ kết hợp với các Bộ liên quan để xây dựng và ban hành thêm nhiều tiêu chuẩn và các pháp quy cụ thể hơn nhằm hoàn thiện hệ thống pháp quy về an toàn bức xạ. Ví dụ như thông tư về quản lý chất thải phóng xạ, các tiêu chuẩn an toàn đối với các thiết bị xạ trị, các máy gia tốc, ...

Trong giáo trình này sẽ giới thiệu các văn bản pháp quy liên quan trực tiếp đến an toàn bức xạ trong y tế gồm Thông tư liên tịch hướng dẫn việc thực hiện an toàn bức xạ trong y tế và Tiêu chuẩn An toàn bức xạ ion hóa tại các cơ sở X-quang y tế. Mục đích chính là nêu các vấn đề

cụ thể để áp dụng. Nội dung đầy đủ của hai văn bản này có thể đọc trong các văn bản gốc.

I.2. THÔNG TƯ LIÊN TỊCH HƯỚNG DẪN THỰC HIỆN AN TOÀN BỨC XẠ TRONG Y TẾ

Thông tư này được Liên Bộ KHCN&MT và Bộ Y tế ban hành gồm nhiều quy định được chia thành các phần như sau:

1. Đối tượng và phạm vi áp dụng
2. Trách nhiệm đảm bảo an toàn bức xạ
3. Các quy định về khai báo, cấp giấy đăng ký, cấp giấy phép
4. Những yêu cầu kỹ thuật về thiết bị bức xạ
5. Bố trí phòng đặt thiết bị
6. Yêu cầu chung đảm bảo an toàn đối với khoa y học hạt nhân
7. Quản lý chất thải phóng xạ
8. Kiểm tra chất lượng, hiệu chuẩn thiết bị bức xạ, đo liều lâm sàng, đảm bảo chất lượng trong chiếu xạ y tế
9. Những yêu cầu khi chiếu xạ y tế
10. An toàn khi vận hành thiết bị bức xạ
11. Điều tra tai nạn do chiếu xạ y tế đối với bệnh nhân
12. Lưu trữ
13. Tổ chức thực hiện
14. Hiệu lực thi hành

Phụ lục - Các phiếu khai báo và mẫu đơn xin cấp giấy đăng ký, giấy phép.

Sau đây là nội dung tóm tắt của Thông tư này.

I.2.1. Phạm vi áp dụng

Các quy định trong Thông tư này được áp dụng cho mọi cơ sở khám bệnh, chữa bệnh, nghiên cứu, đào tạo cán bộ y dược của nhà nước, tư nhân và các hình thức quản lý khác (gọi tắt là các cơ sở y tế) có sử dụng

thiết bị phát tia X, thiết bị xạ trị (gọi tắt là thiết bị bức xạ), nguồn phóng xạ kín, hoặc nguồn phóng xạ hở để khám chữa bệnh, nghiên cứu khoa học và đào tạo.

I.2.2. Trách nhiệm đảm bảo an toàn bức xạ

Trách nhiệm đảm bảo an toàn bức xạ trong một cơ sở bức xạ thuộc về *người quản lý* cơ sở, *người phụ trách an toàn bức xạ* của cơ sở, và các *nhân viên bức xạ*, trong đó người quản lý cơ sở, nghĩa là người lãnh đạo hay phụ trách, có trách nhiệm pháp lý cao nhất. Người phụ trách an toàn do người quản lý chọn lựa và giao nhiệm vụ thực hiện các biện pháp đảm bảo an toàn bức xạ trong cơ sở. Các nhân viên bức xạ là những nhân viên làm việc trực tiếp với các thiết bị bức xạ và các nguồn phóng xạ hoặc nhân viên chăm sóc bệnh nhân được điều trị bằng nguồn phóng xạ.

Người quản lý phải có kiến thức về an toàn bức xạ, nắm vững và thực hiện nghiêm chỉnh các quy định của pháp luật về an toàn bức xạ. Người phụ trách an toàn bức xạ có trách nhiệm quản lý an toàn bức xạ và hướng dẫn thực hiện các biện pháp đảm bảo an toàn bức xạ cho các nhân viên bức xạ tại cơ sở. Nhân viên bức xạ có trách nhiệm tìm mọi cách để giảm liều đến mức tối thiểu cho bệnh nhân trong khi vẫn thu được các thông tin lâm sàng cần thiết và các trách nhiệm khác theo quy định.

I.2.3. Các quy định về khai báo, cấp giấy đăng ký, và cấp giấy phép

Các cơ sở bức xạ y tế phải tiến hành *khai báo*, xin cấp giấy *đăng ký*, và/hoặc cấp *giấy phép* cho các thiết bị bức xạ và nguồn phóng xạ được sở hữu, sử dụng, vận chuyển, hoặc mua bán tại cơ sở. Các quy định cụ thể về thời gian, thủ tục, hồ sơ, biểu mẫu được nêu trong phần này của Thông tư.

Các thiết bị bức xạ và các nguồn phóng xạ chỉ được phép đưa vào hoạt động sau khi cơ sở đã hoàn thành các thủ tục khai báo, được cấp giấy đăng ký, và/hoặc được cấp giấy phép sử dụng chúng.

I.2.4. Các yêu cầu kỹ thuật về thiết bị bức xạ

Phần này nêu các yêu cầu chung đối với các thiết bị chiếu xạ dùng để chẩn đoán hoặc điều trị. Về cơ bản các yêu cầu này tương tự như đã trình bày trong chương 9 và 10. Các thiết bị cần thoả mãn các tiêu chuẩn thiết bị liên quan của Việt nam và của thế giới mà Việt nam đã công nhận. Các thiết bị phải được trang bị các cơ cấu kiểm soát tự động chùm tia (thiết bị) hoặc đóng nguồn phóng xạ (thiết bị xạ trị) khi có sự cố. Tuy nhiên, hiện nay còn nhiều các tiêu chuẩn thiết bị cụ thể còn đang trong giai đoạn xây dựng.

I.2.5. Bố trí phòng đặt thiết bị bức xạ

Các phòng đặt thiết bị bức xạ cần được bố trí ở nơi xa các khu vực khám và điều trị khác, đặc biệt là khu vực khoa sản, khoa nhi, các lối đi công cộng và nơi có đông người.

Mỗi phòng được đặt 1 thiết bị bức xạ. Trường hợp có hơn hai thiết bị thì mỗi thời điểm chỉ có một máy được phép hoạt động.

Các phòng đặt thiết bị phải có diện tích thích hợp, được che chắn tối ưu hóa thích hợp với các chế độ hoạt động và thông số kỹ thuật của thiết bị sao cho liều gây cho dân chúng không vượt quá 1 mSv/năm và của nhân viên bức xạ không vượt quá 20 mSv/năm.

Các quy định khác tương tự như đã trình bày trong chương 10.

I.2.6. Yêu cầu đảm bảo an toàn bức xạ đối với khoa y học hạt nhân

Các yêu cầu này tương tự như đã trình bày trong chương 10.

I.2.7. Quản lý chất thải phóng xạ

Các yêu cầu này tương tự như đã trình bày trong chương 10.

I.2.8. Kiểm tra và đảm bảo chất lượng trong chiếu xạ y tế

Các nguồn phóng xạ và các thiết bị phải được *kiểm tra chất lượng* và *hiệu chuẩn* định kỳ mỗi năm một lần. Các thiết bị sau khi lắp đặt hoặc

sửa chữa phải được hiệu chuẩn mới được đưa vào sử dụng. Các cơ sở làm công việc kiểm tra chất lượng và hiệu chuẩn thiết bị bức xạ do Bộ KHCN chỉ định.

Ngoài việc thực hiện các chương trình đảm bảo chất lượng quản lý an toàn bức xạ, các cơ sở còn phải thiết lập một *chương trình đảm bảo chất lượng* riêng cho chiếu xạ y tế với sự tham gia của các chuyên gia có trình độ thích hợp trong các lĩnh vực liên quan như vật lý bức xạ, dược phẩm phóng xạ và phải tuân theo các nguyên tắc do Bộ Y tế và Tổ chức Y tế thế giới (WHO) quy định. Một chương trình bảo đảm chất lượng chiếu xạ y tế phải bao gồm các việc sau:

(a) Định kỳ đo đạc hàng năm các thông số vật lý của các thiết bị bức xạ từ khi bắt đầu và trong quá trình sử dụng.

(b) Kiểm tra các yếu tố vật lý và lâm sàng trong chẩn đoán và điều trị bệnh nhân.

(c) Lưu giữ hồ sơ về các quá trình và kết quả có liên quan.

(d) Kiểm tra việc hiệu chuẩn, các điều kiện vận hành, các thiết bị đo liều và kiểm xạ.

(e) Đánh giá lại cáckết quả kiểm tra chất lượng độc lập và thường xuyên của chương trình đối với các quy trình xạ trị.

I.2.9. Những yêu cầu khi chiếu xạ y tế

Phần này trình bày các yêu cầu khi chỉ định liều chiếu xạ cho bệnh nhân sao cho liều đó được giảm đến mức tối thiểu, đặc biệt là đối với bệnh nhân có mang và trẻ em, các quy định về bảo vệ các nhân viên làm việc trực tiếp với bức xạ, các nhân viên y tế chăm sóc bệnh nhân dùng dược chất phóng xạ.

I.2.10. An toàn khi vận hành thiết bị bức xạ

Các quy định chung về các quy trình vận hành các thiết bị bức xạ và cách tổ chức, xây dựng và phổ biến các nội quy phòng máy, quy trình thao tác, và phác đồ điều trị, trang bị các phương tiện đảm bảo an toàn bức xạ như các thiết bị kiểm xạ, bình phong chì, tạp dề chì, găng tay chì, kính chì, liều kế cá nhân, các contener chì ... cho phù hợp.

I.2.11. Điều tra tai nạn do chiếu xạ y tế với bệnh nhân

Người quản lý cơ sở bức xạ phải cho điều tra ngay lập tức các sự cố như chiếu xạ nhầm bệnh nhân, nhầm liều chiếu xạ, nhầm mô, nhầm dược chất phóng xạ, chiếu xạ quá liều, mọi hỏng hóc của thiết bị ... Sau đó, người quản lý phải cho đánh giá lại liều chiếu trong các sự cố đó, và đề ra các biện pháp để khắc phục và ngăn ngừa sự cố tái diễn. Phải thông báo cho bệnh nhân về sự cố và phải báo cáo cho cơ quan cấp trên sau khi điều tra và kết luận về nguyên nhân sự cố. Trường hợp hậu quả nghiêm trọng phải báo cáo với Ban An toàn bức xạ và Hạt nhân thuộc Bộ KHCN.

I.2.12. Lưu trữ

Các cơ sở bức xạ phải bảo quản và lưu trữ ít nhất là trong năm năm kết quả các lần hiệu chuẩn máy, các lần kiểm tra định kỳ, và các thông số vật lý có liên quan đã chọn trong chiếu xạ y tế, và các hồ sơ của bệnh nhân bao gồm:

(a) Trong xạ chẩn: các thông tin cần thiết (điện áp, cường độ dòng, thời gian) để đánh giá liều sau này, kể cả số lần chiếu chụp, ngày chụp hoặc chiếu;

(b) Trong y học hạt nhân: các loại dược chất phóng xạ đã dùng, hoạt độ của chúng và ngày sử dụng;

(c) Trong xạ trị: mô tả vùng bị chiếu, liều ở tâm điểm vùng bị chiếu và các vùng có liên quan, số lần chiếu và ngày chiếu.

Riêng hồ sơ sức khỏe và hồ sơ liều chiếu của nhân viên bức xạ cần được lưu giữ theo quy định của Khoản 5 Điều 9 trong Nghị định của Chính phủ quy định chi tiết về thi hành Pháp lệnh An toàn và kiểm soát bức xạ, số 50/1998/NĐ-CP ban hành ngày 16/07/1998.

12.2.13. Tổ chức thực hiện Thông tư

Sở KHCN và Sở Y tế các tỉnh, thành phố trực thuộc Trung ương thực hiện chức năng quản lý nhà nước giám sát, kiểm tra việc thực hiện an toàn bức xạ ở các cơ sở y tế thuộc phạm vi địa phương.

Bộ Y tế sẽ chỉ định cơ sở khám, chữa bệnh, theo dõi sức khỏe cho những người bị chiếu xạ quá liều và bị bệnh do phóng xạ gây ra.

I.3. TIÊU CHUẨN VIỆT NAM: AN TOÀN BỨC XẠ ION HÓA TẠI CÁC CƠ SỞ X-QUANG Y TẾ

Tiêu chuẩn này quy định các yêu cầu cụ thể hơn về đảm bảo an toàn bức xạ ion hóa đối với các cơ sở X-quang y tế. Các quy định này được phân làm 11 phần và hai phụ lục như sau:

1. Phạm vi áp dụng
2. Liều giới hạn
3. Địa điểm của một cơ sở X-quang
4. Bố trí một cơ sở X-quang
5. Máy chụp X-quang chẩn đoán
6. Máy chiếu X-quang chẩn đoán
7. Máy chiếu X-quang tăng sáng có thiết bị tăng sáng truyền hình
8. Máy X-quang điều trị
9. Trang bị phòng hộ cá nhân
10. Kiểm định và hiệu chuẩn máy
11. Bảo dưỡng duy tu các máy X-quang chẩn đoán, điều trị

Phụ lục A - Kích thước tối thiểu cho các buồng làm việc đối với máy X-quang chẩn đoán và điều trị

Phụ lục B - Liều khuyến cáo cho 1 phim X-quang quy ước đối với bệnh nhân

Sau đây là nội dung tóm tắt của Tiêu chuẩn này.

I.3.1. Phạm vi áp dụng

Tiêu chuẩn này quy định các yêu cầu về đảm bảo an toàn bức xạ ion hóa đối với các cơ sở X-quang y tế (khoa, phòng, đơn vị ...) có sử dụng máy X-quang để chẩn đoán và điều trị. Ngoài Tiêu chuẩn này, các cơ sở X-quang y tế còn phải tuân thủ các quy định hiện hành khác có liên quan đến an toàn bức xạ ion hóa.

Các máy gia tốc để chữa bệnh được áp dụng tiêu chuẩn riêng (chú thích: nghĩa là không áp dụng tiêu chuẩn này).

I.3.2. Liều giới hạn

Phần này quy định hệ thống giới hạn liều chiếu xạ cho các nhóm đối tượng như nhân viên bức xạ, thực tập sinh, người học nghề, dân chúng và người trợ giúp bệnh nhân. Hệ thống giới hạn này giống như các khuyến cáo của ICRP Publication 60 đã trình bày trong chương 6.

Riêng các khuyến cáo liều để chiếu chụp 1 phim X-quang 1 lần đối với bệnh nhân tương tự như đã trình bày trong Chương 10 và 11.

I.3.3. Địa điểm của một cơ sở X-quang

Cơ sở X-quang phải đặt ở nơi cách biệt, bảo đảm không gần các khoa như khoa nhi, khoa phụ sản, khu vực đông người qua lại...

I.3.4. Bố trí một cơ sở X-quang

Một cơ sở X-quang tối thiểu phải gồm các phòng riêng biệt sau đây:

- phòng chờ (hoặc nơi chờ) của bệnh nhân;
- phòng đặt máy X-quang;
- phòng xử lý phim (phòng tối);
- phòng (hoặc nơi) làm việc của nhân viên bức xạ.

Phòng chờ của bệnh nhân và phòng làm việc của nhân viên bức xạ phải biệt lập với phòng X-quang. Liều giới hạn cho phép tại một điểm bất kỳ những phòng này không được vượt quá 1 mSv/năm (không kể phông bức xạ tự nhiên).

Phòng xử lý phim phải biệt lập với phòng X-quang, có cửa ra vào không bị chiếu tia trực tiếp và liều trong phòng này phải đảm bảo cho các phim chưa xử lý không bị chiếu quá liều 10 μSv/tuần (1,13 mR/tuần) không kể bức xạ tự nhiên. Hộp chuyển cassette đặt trong phòng X-quang phải có vỏ bọc dày tương đương 2 mm chì.

Riêng phòng đặt máy X-quang phải tuân thủ các quy định về:

- Kích thước phòng (tuỳ theo từng loại thiết bị)
- Quy định về che chắn bức xạ: thiết kế và độ dày của tường, trần sàn, cửa ra vào, các cửa, chỗ tiếp nối giữa tường và các cửa hoặc giữa các bức tường tuỳ theo đặc trưng của thiết bị (điện thế, cường độ dòng điện, thời gian chụp) nhưng phải đảm bảo mức bức xạ rò thoát ra ngoài không vượt quá 1 mSv/năm (không kể phông tự nhiên).
- Mép dưới của các cửa thông gió, cửa sổ không được che chắn bức xạ của phòng ở phía ngoài có người qua lại phải có độ cao tối thiểu là 2 m so với sàn nhà phía ngoài phòng x-quang.
- Phải có đèn hiệu và biển cảnh báo bức xạ ở ngang tầm mắt gắn phía bên ngoài cửa ra vào phòng. Đèn hiệu phải sáng suốt thời gian máy ở chế độ phát bức xạ.
- Việc đặt máy trong phòng phải đảm bảo để chùm tia X không phát ra hướng có cửa ra vào hoặc hướng có nhiều người qua lại phía ngoài và phải được che chắn bảo vệ tầm nhìn của mắt khỏi nguồn bức xạ. Chiều cao tấm chắn phải trên 2 m kể từ sàn nhà, chiều rộng tấm chắn tối thiểu là 90 cm và độ dày tương đương là 1,5 mm chì.
- Các phòng bố trí 2 máy X-quang thì chỉ cho phép vận hành một máy tại một thời điểm bất kỳ.
- Bàn điều khiển máy được đặt trong hoặc ngoài phòng tuỳ theo mỗi loại máy nhưng phải được che chắn và có kính chì quan sát bệnh nhân và phải đảm bảo liều giới hạn tại bàn điều khiển không được vượt quá 20 mSv/năm tức là 10 μSv/h (không kể phông bức xạ tự nhiên).

I.3.5. Máy chụp X-quang chẩn đoán

Phần này quy định các đặc trưng kỹ thuật của một máy chụp X-quang chẩn đoán như: mức rò thoát bức xạ qua vỏ bọc bóng phát tia X, chụp hình nón chuẩn trục, các bộ lọc chùm tia, cáp nối, bàn điều khiển. Xem các quy định chi tiết này trong văn bản gốc.

I.3.6. Máy chiếu X-quang chẩn đoán

Các quy định trong phần này áp dụng cho các máy chiếu X-quang chẩn đoán tim mạch và các máy chiếu X-quang có màn huỳnh quang.

Các máy chiếu X-quang tim mạch phải tuân thủ các điều kiện về độ dày bộ lọc tia tổng cộng tối thiểu tương đương 2.5 mm nhôm, phải có bộ đặt thời gian tự động không vượt quá 5 phút và có tín hiệu báo ở cuối thời gian đặt trước. khoảng cách từ nguồn phát tia đến bệnh nhân không được vượt quá 60 cm và không được dùng máy để khám răng.

Các máy chiếu X-quang có màn huỳnh quang phải tuân thủ thêm các quy định về (chi tiết xem trong văn bản gốc):

- sắp đặt màn huỳnh quang;
- bộ khu trú chùm tia (diaphragm) của máy chiếu;
- điều khiển độ sáng tự động (nếu có);
- công tắc điều khiển bằng chân và đén báo;
- kính chì bảo vệ;
- ghế của máy chiếu X-quang;
- tấm chắn cao su chì.

I.3.7. Máy chiếu X-quang chẩn đoán có thiết bị tăng sáng truyền hình

Ngoài các tiêu chuẩn đối với máy chiếu X-quang, các thiết bị loại này còn phải tuân thủ các qquy định đối với suất *kerma* trong không khí tại lối vào màn tăng sáng. Suất kerma này theo kích thước trường xạ không được vượt quá:

120 μGy/min đối với trường xạ từ 11 đến < 14 cm;

90 μGy/min đối với trường xạ từ 14 đến < 23 cm;

60 μGy/min đối với trường xạ ≥ 23 cm.

I.3.8. Máy chiếu X-quang điều trị

Các máy X-quang phải đảm bảo các yêu cầu đối với các thành phần máy như sau (chi tiết xem trong văn bản gốc):

- Vỏ bọc bóng phát tia X;
- Chụp hình nón;
- Bộ đặt thời gian tự động;
- Khóa an toàn;
- Thiết bị quan sát, liên lạc với bệnh nhân.

I.3.9. Trang bị phòng hộ cá nhân

Nhân viên bức xạ làm việc với máy phát tia X chẩn đoán và điều trị phải được trang bị và phải sử dụng các phương tiện sau:

- *Tạp dề chì*: phải có độ dày tương đương là 0,25 mm chì, kích thước tạp dề phải bảo đảm che chắn an toàn phần thân và bộ phận sinh dục khỏi các tia X. Tấm che chắn cho bộ phận sinh dục phải có độ dày tương đương 0,5 mm chì.
- *Găng tay cao su chì:* phải có độ dày tương đương 0,25 mm chì, che chắn an toàn cho cổ tay và bàn tay, và phải đảm bảo bàn tay cử động được dễ dàng.
- *Liều kế cá nhân:* Nhân viên bức xạ phải được trang bị và phải đeo đầy đủ liều kế cá nhân. Liều kế cá nhân phải được định kỳ đánh giá kết quả ít nhất 3 tháng một lần. Liều bức xạ nghề nghiệp của mỗi nhân viên phải được theo dõi và lập hồ sơ theo quy định hiện hành trong Pháp lệnh và Nghị định về kiểm soát an toàn bức xạ.

I.3.10. Kiểm định và hiệu chuẩn máy

Sau khi lắp đặt, các máy X-quang phải được kiểm định và hiệu chuẩn mới được đưa vào sử dụng.

Sau mỗi lần sửa chữa gây ảnh hưởng đến thông số kỹ thuật của máy, thì máy x-quang phải được kiểm định và hiệu chuẩn lại rồi mới đưa vào sử dụng.

Định kỳ hàng năm máy X-quang phải được kiểm định và hiệu chuẩn một lần.

Việc kiểm định và hiệu chuẩn máy được tiến hành bởi cơ quan có thẩm quyền là Trung tâm kỹ thuật an toàn bức xạ và môi trường, Viện Khoa học Kỹ thuật hạt nhân Hà Nội thuộc Viện năng lượng nguyên tử Việt Nam.

I.3.11. Bảo dưỡng, duy tu các máy X-quang chẩn đoán, điều trị

Các cơ sở X-quang phải lập kế hoạch và thực hiện kế hoạch kiểm tra và đảm bảo chất lượng máy X-quang theo định kỳ bảo dưỡng máy 3 tháng một lần và định kỳ sửa chữa duy tu mỗi năm 1 lần, được thực hiện ngay sau khi kiểm tra định kỳ hàng năm.

PHỤ LỤC 2
BẢNG THÔNG SỐ CHE CHẮN CHO PHÒNG CHIẾU XẠ

Phòng chiếu xạ thông thường

N = số bệnh nhân/tuần 40 giờ;
d = khoảng cách (m);
P = giới hạn liều xạ thiết kế (mSv/tuần)
T = hệ số chiếm dùng
U = hệ số sử dụng.

1. Các tấm chắn sơ cấp

A. Sàn nhà phía dưới bàn chụp X-quang. Sự phân bố liều xạ trong phòng chụp x-quang (sàn nhà/các tấm chắn khác) có tính đến sự suy hao qua bàn chụp. Hệ số sử dụng là mặc định.

Độ dày yêu cầu của tấm chắn (mm)

NT/PD^2	Chì	Bêtông	Thạch cao	Thép	Kính	Gỗ
3200	1,13	81,6	228	9,64	81,4	495
1600	0,894	65,5	183	7,52	65,8	403
800	0,673	49,8	140	5,56	50,5	311
400	0,461	34,5	97,4	3,74	35,4	219
200	0,262	19,7	56,1	2,08	20,5	128
100	0,0735	5,58	16,1	0,574	5,90	37,3
80	0,0157	1,20	3,45	0,122	1,27	8,05
75	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

B. Tấm chụp ngực gắn trên tường. Sự phân bố liều xạ trong phòng chụp C-quang (có tấm chụp ngực gắn trên tường) có tính đến sự suy hao qua tấm chụp (bucky). Hệ số sử dụng là mặc định.

Độ dày yêu cầu tấm chắn (mm)

NT/PD²	Chì	Bêtông	Thạch cao	Thép	Kính	Gỗ
2500	1,48	103	309	15,7	102	508
1250	1,19	83,7	256	12,6	84,0	476
625	0,911	64,9	197	9,62	65,6	374
156	0,383	28,3	86,9	3,97	29,2	168
78	0,144	10,9	33,7	1,47	11,4	66,3
49	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

C. Các tấm chắn sơ cấp khác. Sự phân bố liều xạ trong phòng chụp x-quang (sàn nhà/các tấm chắn khác) nhưng không có sự suy hao qua bàn chụp hoặc tấm chụp ngực.

Độ dày yêu cầu tấm chắn (mm)

NT/PD²	Chì	Bêtông	Thạch cao	Thép	Kính	Gỗ
1000	1,71	130	393	13,4	145	1080
500	1,49	115	350	11,4	130	991
125	1,08	85,2	266	7,87	100	812
31,3	0,718	58,8	187	4,92	71,9	635
7,81	0,403	35,9	115	2,67	45,4	459
1,95	0,182	18,2	56,0	1,17	23,0	284
0,51	0,0537	6,26	17,1	0,343	7,51	120
0,24	0,0112	1,13	3,56	0,0725	1,64	30,5
0,16	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

D. Các tấm chắn thứ cấp. Đối với phòng chụp x-quang thông thường, khoảng cách dò và tán xạ là $d_{sec} = d_1 = d_s$, góc tán xạ 90°. Sự phân bố liều xạ trong phòng chụp x-quang (tất cả các tấm chắn).

NT/PD^2	Chì	Bêtông	Thạch cao	Thép	Kính	Gỗ
5000	0,927	73,2	230	7,85	84,2	673
2500	0,711	58,4	184	5,69	68,4	580
1250	0,526	44,3	140	3,90	53,3	487
625	0,358	32,1	101	2,52	39,4	395
150	0,125	13,0	38,2	0,806	15,8	207
50	0,0283	3,37	8,79	0,179	3,90	66,1
37,5	0,0119	1,48	3,71	0,076	1,68	30,5
29	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. *A. Martin, S.A. Harbinson.* **An Introduction to Radiation Protection.** 3rd edition, 1986, Chapman and Hall.
2. *Herman Cember.* **Introduction to Health Physics.** 2nd edition, 1989, Pergamon Press.
3. **International basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the safety of Radiation Sources.** IAEA Safety Series No. 115, 1996, IAEA.
4. *Lectures at the IAEA.* **Regional Basic Professional Training Course on Radiation Protection.** Bhabha atomic research centre, Mumbai, India, October 26 – December 18, 1998.
5. *Lectures at the IAEA Group.* **Training on Radiation Sàety in Industrial Irradiator.** Canada, June 19 - 23, 2000.
6. *Ngô Quang Huy, Nguyễn Văn Mai.* **Giáo trình Huyến luyện An toàn Bức xạ cho Cán bộ Phụ trách An toàn Bức xạ.** Trung tâm Hạt nhân TP HCM, 04/2000.
7. *Benjamin R. Archer, Ph. D.* **Diagnostic - Ray shielding - Design - New data and Concepts.** Department of Radiology Baylor College of Medicine – Houston, Texas.
8. *Jacob Shapiro.* **Radiation Protection – Aguide for Scientists and Physicians.** Harvard University Press, Cambridge, Massachusetts, and London. England 1981. 2nd Edition.
9. *ICRP Publication 73.* **Radiological Protection and Safety in Medicine.** Adopted by the Commission in March 1996.
10. *John G. Wester, Editor.* **Medical Instrumentation - Appliaction and design.** 2nd edition. 1995 - John Wiley & Sons, Inc.

11. *Joseph J. Carr, John M. Brown.* **Introduction to Biomedical Equipment Technology**. Prentice - Hall, Inc, Asimon & Schuster Company Englewood Cliffs, New Jersey, 1983, 1981. 2nd edition.

12. *Roger M. Nelson, Dean P. Currier.* **Clinical Electrotherrapy**. University Philadelphia. Pennsylvania and University of Kentucky Lexington. Kentucky.

13. *Joswph D. Bronzino.* **The Biomedical Engineering hanbook, Second edition.** CRC Press & IEEE Press, 2000.

14. *Sutton D. G, Williams J. R.* **Rasiation Shielding for Diagnostic X-Rays.** Report of a Joint BIR/IPEM Working Party. May 1998 – february 2000. The British institute of Radiology.